

Ministério da Educação
Universidade Federal do Paraná
Setor de Tecnologia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PG-Mec)

OVANDIR BAZAN

**USINAGEM DE PRÓTESES PARA CRANIOPLASTIA
A PARTIR DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Dalberto Dias da Costa

Curitiba, setembro de 2004.

Bazan, Ovandir

Usinagem de próteses para cranioplastia a partir de imagens tomográficas / Ovandir Bazan. — Curitiba, 2004.

xiv, 127 f., il., tab.

Orientador: Dalberto Dias da Costa

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Paraná, Setor de Tecnologia.

1. Usinagem - Protese. 2. Cranio - Cirurgia. I. Costa, Dalberto Dias da. II. Título.

CDD 20 681.761

TERMO DE APROVAÇÃO

OVANDIR BAZAN

USINAGEM DE PRÓTESES PARA CRANIOPLASTIA A PARTIR DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção de grau de Mestre em Engenharia Mecânica, no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Setor de Tecnologia da Universidade Federal do Paraná.

Banca Examinadora:



Prof. Dr. Hélio Pedrini
Depto. de Informática/UFPR



Prof. Dr. Neri Volpato
Depto. de Engenharia Mecânica/CEFET-PR



Prof. Dr. Dalberto Dias da Costa
Universidade Federal do Paraná/PG-MEC
Presidente

Curitiba, 24 de setembro de 2004

“(...) é uma grande virtude saber
colocar-se no lugar das pessoas.”

Valter Bazan

AGRADECIMENTOS

São muitas as pessoas que colaboraram diretamente com este trabalho, especialmente por se tratar de uma área interdisciplinar e de vanguarda dentro da UFPR. Agradeço a colaboração que prestaram e a constante disponibilidade até mesmo provada, com que foram solícitos, ora por vislumbrarem a importância deste trabalho, ora pela simples generosidade de que lhes é própria, prestando a ajuda conveniente. Não sem consciência disto, vão os meus sinceros agradecimentos:

- ao meu professor e orientador Dalberto Dias da Costa;
- ao professor Armim Weber, que proporcionou o empréstimo do crânio utilizado;
- ao Serviço de Física Médica do Setor de Radioterapia do Hospital Erasto Gaertner, nas pessoas de Dra. Ieda N. O. S. Horst e Melissa Funchal;
- ao IBEG - Instituto de Bioengenharia Erasto Gaertner, na pessoa de Rafael Martinelli de Oliveira;
- à Targen Usinagem Ltda, nas pessoas de Michel Ferreira da Silva e Arenildo Wolf Vieira, pelo auxílio na programação em *CAM*;
- ao Daniel Wagner e ao Massahiro Mossmann Sasaki, que estiveram envolvidos no mesmo projeto;
- à *Hübner Indústria Mecânica Ltda*, na pessoa de Nelson Hubner Jr., pela utilização da máquina de medir por coordenadas;
- ao Laboratório de Prótese da UFPR, nas pessoas de Zeni Aparecida Dzembaty Pereira de Andrade e de Wolmir Lucas, pela colaboração na manipulação do acrílico.
- a Mauren Abreu de Souza, pelas informações fornecidas sobre processamento de imagens;
- ao Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin, do CEFET-PR, pelas informações fornecidas sobre a área radiológica.
- ao Dr. Guilherme Adam, do Setor de Radiologia do Hospital de Clínicas de Curitiba;
- a Gustavo Mardegam Gregório, pela confecção do suporte de acrílico do crânio utilizado;
- a Maria Aparecida Marins Gonzaga dos Santos e Lucas Alves de Chaves.

Há ainda os que colaboraram também indiretamente, como se costuma dizer, e não sei se estes até precedem os primeiros; Deus bem o sabe.

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

SIGLAS E SÍMBOLOS	INGLÊS	PORTUGUÊS
BMP	<i>Bone Morphogenetic Protein</i>	Proteína Morfogenética do Osso
CAD	<i>Computer Aided Design</i>	Projeto Auxiliado por Computador
CAE	<i>Computer Aided Engineering</i>	Engenharia Auxiliada por Computador
CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i>	Manufatura Auxiliada por Computador
CATE	<i>Computer Aided Tissue Engineering</i>	Engenharia de Tecidos Ósseos Auxiliada por Computador
CN	<i>Numerical Control (NC)</i>	Comando Numérico
CNC	<i>Computerized Numerical Control</i>	Comando Numérico Computadorizado
CT	<i>Computer Tomography</i>	Tomografia Computadorizada (TC)
DICOM	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>	
DNA	<i>Deoxyribonucleic Acid</i>	Ácido Desoxirribonucleico
FCDO		Fator de Crescimento e Diferenciação Óssea
FDA	<i>U. S. Food and Drug Administration</i>	
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>	Modelagem por Fusão e Deposição
HA	<i>Hydroxyapatite</i>	Hidroxiapatita
HTR	<i>Hard Tissue Replacement</i>	
HU	<i>Hounsfield Unit</i>	Escala Hounsfield
IGES	<i>Initial Graphics Exchange Specification</i>	

SIGLAS E SÍMBOLOS	INGLÊS	PORTUGUÊS
IPEN		Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
MMC	<i>Coordinate Measuring Machine (CMM)</i>	Máquina de Medir por Coordenadas
MSHCT	<i>Multi-Slice Helical Computer Tomography</i>	
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>	Ressonância Nuclear Magnética (RNM)
NCT		Números de <i>CT</i>
NEMA	<i>National Electric Manufacturers Association</i>	
NURBS	<i>Nonuniform Rational B- Splines</i>	
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>	Tomografia por Emissão de Pósitrons
PMMA	<i>Polymethylmethacrylate</i>	Polimetilmetacrilato
RE	<i>Reverse Engineering</i>	Engenharia Reversa (ER)
RP	<i>Rapid Prototyping</i>	Prototipagem Rápida (PR)
SLA	<i>StereoLithography Apparatus</i>	Estereolitografia
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>	Tomografia Computadorizada por Emissão de Fótons Únicos
STL	<i>Stereolithography</i>	Estereolitografia
TE	<i>Tissue Engineering</i>	Engenharia de Tecidos Ósseos
US	<i>Ultrasound</i>	Ultrassonografia (USG)
ae [mm]	<i>Stepover</i>	Penetração de Trabalho
ap [mm]	<i>Depth of Cut</i>	Profundidade de Corte
Tc [min]	<i>Cutting Time</i>	Tempo de corte
Vc [m/min]	<i>Cutting Speed</i>	Velocidade de Corte
Vf [m/min]	<i>Feed Rate</i>	Velocidade de Avanço

SUMÁRIO

RESUMO	xiii
ABSTRACT	xiv
Capítulo 1	1
INTRODUÇÃO	1
1.1 APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA	1
1.2 OBJETIVO GERAL	4
1.3 OBJETIVO ESPECÍFICO	4
1.4 ESCOPO	4
1.5 CONTRIBUIÇÕES	4
1.6 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	5
Capítulo 2	6
CRANIOPLASTIA	6
2.1 INTRODUÇÃO	6
2.2 BIOMATERIAIS PARA PRÓTESES	11
2.2.1 Conceitos em neoformação óssea	11
2.2.2 Biomateriais	13
2.2.3 Alguns materiais aloplásticos para cranioplastia	16
2.2.4 Engenharia de Tecidos Ósseos	20
2.3 IMPLANTES	23
Capítulo 3	30
FABRICAÇÃO DE PRÓTESES SOB MEDIDA	30
3.1 INTRODUÇÃO	30
3.2 MODELAGEM TRIDIMENSIONAL A PARTIR DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS	31
3.2.1 Técnicas para obtenção de imagens médicas	31
3.2.1.1 Radiografia	32
3.2.1.2 Tomografia	33
Aquisição e Formação das Imagens Tomográficas	35
Fatores que Afetam a Qualidade da Imagem	38
Janelas em CT	42
Tempo em CT	44
3.2.1.3. Ressonância Nuclear Magnética	44
3.2.1.4. Ultra-sonografia	45
3.2.1.5. Medicina Nuclear	45
3.2.2. Padrão para formatação das imagens	45
3.2.3. Técnicas Representação de Contornos	48
3.2.4. Técnicas para Reconstrução 3D	50
3.2.5. Técnicas para Vetorização de Contornos	53
3.3 FABRICAÇÃO DE PRÓTESES	54
3.4 FABRICAÇÃO DE PRÓTESES POR USINAGEM DIRETA	56
Capítulo 4	61
PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	61
4.1 INTRODUÇÃO	61

	viii
4.2 PREPARAÇÃO, ALINHAMENTO, FIXAÇÃO E MEDIÇÃO DO CRÂNIO	63
4.3 OBTENÇÃO DAS IMAGENS TOMOGRÁFICAS.....	66
4.4 RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL.....	68
4.4.1 Abordagem I – Reconstrução Total	69
4.4.2 Abordagem II – Reconstrução Parcial	70
4.5 PLANEJAMENTO E SIMULAÇÃO DA USINAGEM DA PRÓTESE	73
4.6 USINAGEM E INSPEÇÃO DA PRÓTESE	73
4.6.1 Seleção e Preparação do Material	74
4.6.2 Máquinas, Ferramentas e Sequência de Usinagem.....	74
4.6.2.1 Desbaste do bloco de acrílico	75
4.6.2.2 Obtenção da superfície plana	75
4.6.2.3 Desbaste da superfície interna.....	76
4.6.2.4 Acabamento da superfície interna	77
4.6.2.5 Reposicionamento e fixação do bloco.....	77
4.6.2.6 Desbaste da superfície externa	79
4.6.2.7 Acabamento da superfície externa	79
4.6.3 Inspeção	81
Capítulo 5	82
RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	82
5.1 EXEQUIBILIDADE DA METODOLOGIA PROPOSTA.....	82
5.1.1 Preparação do Crânio.....	82
5.1.2 Imagens Tomográficas.....	83
5.1.3 Reconstrução Tridimensional com a Utilização de <i>Softwares CAD</i>	85
5.1.3.1 Utilização do <i>software ‘DicomWorks’</i> para conversão do formato <i>DICOM</i> ...	86
5.1.3.2 Utilização do <i>software ‘Vextractor’</i> para vetorização das imagens.....	88
5.1.3.3 Utilização do <i>software ‘Rhinceros 3D’</i> para modelagem tridimensional	88
5.1.4 Reconstrução Tridimensional com a Utilização de <i>Softwares Dedicados</i>	91
5.1.4.1 Utilização do <i>software ‘3D Doctor’</i> para reconstrução tridimensional	92
5.1.4.2 Utilização do <i>software ‘Mimics’</i> para reconstrução tridimensional	92
Definição da sub-região a ser Usinada	93
5.1.5 Simulação da Usinagem.....	95
5.1.6 Preparação do Acrílico.....	96
5.1.7 Usinagem	97
Desbaste da superfície interna.....	100
Acabamento da superfície interna	101
Desbaste da superfície externa	101
Acabamento da superfície externa	102
Separação da prótese	102
5.2 ANÁLISE VISUAL E DIMENSIONAL	103
Capítulo 6	109
CONCLUSÕES.....	109
6.1 PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS.....	109
Referências Bibliográficas.....	111

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1.1 – Representação do processo de obtenção de próteses sob medida, baseado em CHOI <i>et al.</i> (2002).	3
Fig. 2.1 – Reconstrução craniofacial. Em (a), multi-fraturas; em (b), mini chapas de titânio de aplicação médica; em (c) radiografia pós-operatória. Fonte: TCC (1997).	7
Fig. 2.2 - Projeto de prótese sob medida de titânio por meio de reconstrução a partir de imagens médicas e tecnologia CAD/CAM. Fonte: WEHMÖLLER <i>et al.</i> (2004), pág. 668.	9
Fig. 2.3 – Composição do tecido ósseo. Fonte: GIORDANO <i>et al.</i> (2003).	12
Fig. 2.4 – Malhas de titânio para reconstrução cranial e orbital. Fonte: LORENZ (2004).	25
Fig. 2.5 – Implante de malha e mini-chapa de titânio para reconstrução craniofacial. Fonte: SCHIPPER <i>et al.</i> (2004), pág. 286.	26
Fig. 2.6 – Simulação de restauração de parte do crânio utilizando prótese a base de polimetilmetacrilato e polihidroxietilmetacrilato: <i>Hard Tissue Replacement</i> – LORENZ. Fonte: LORENZ (2004).	26
Fig. 2.7 – Implante de prótese de titânio usinada; em (a), prótese óssea removida e prótese sob medida; em (b), posicionamento da prótese no crânio. Fonte: SCHIPPER <i>et al.</i> (2004), pág. 285.	27
Fig. 2.8 – Remoção óssea e implante para cranioplastia. Em (a), remoção óssea por meio de gabarito para trepanação craniana; em (b), colocação do implante. Fonte: BOCHUM (2004).	28
Fig. 3.1 - Característica com visualização distorcida na imagem radiográfica. Alterado de VIEIRA (2000), pág. 5.	32
Fig. 3.2 – Trajetória descrita em tomógrafo helicoidal. Fonte: DAWSON e LEES (2001), pág. 304.	34
Fig. 3.3 - <i>Voxels</i> formando uma fatia. Fonte: PEDRINI (1994), Pág. 7.	36
Fig. 3.4 – Etapas na constituição de um modelo de <i>voxels</i> a partir de CT. Alterado de WATT (2000), pág. 372.	37
Fig. 3.5 – Camada tomográfica. Alterado de BUSHBERG (1994), pág. 242.	38
Fig. 3.6 – Espessura do corte (h), aproximação e espaçamento entre camadas (Z). Alterado de: PEDRINI (1994), Pág. 7.	39
Fig. 3.7 – Escala das <i>janelas</i> em CT. Em (a), representação quanto à largura da janela; em (b), valores na escala HU segundo o tipo de tecido.	43
Fig. 3.8 – Diferentes modos de visualização tridimensional de um crânio humano. Adaptação de BARRÉ (2003).	48
Fig. 3.9 – Reconstrução de uma superfície a partir de contornos. Em (a), contornos sobre fatias; em (b), superfície reconstruída (S).	49
Fig. 3.10 – Representação de contornos. Em (a), contorno de representação matricial; em (b), contorno de representação poligonal. Fonte: PEIXOTO E GATTASS (2000), págs 7 e 8.	50
Fig. 3.11 - Projeto de prótese sob medida por CAD/CAM. Em (a), seção tomográfica computadorizada; em (b), modelagem da imperfeição óssea com o auxílio de CAD; em (c), projeto do implante ósseo e em (d), simulação do fresamento do implante por CNC. Fonte: EUFINGER e SAYLOR (2001), pág. 651.	58
Fig. 3.12 – Características geométricas de uma prótese de titânio confeccionada por usinagem em CAM. Alterado de: BOCHUM (2004).	59
Fig. 4.1 – Fluxograma das etapas do estudo de caso prático.	62
Fig. 4.2 – Crânio em base de acrílico e disposição de tubos de material radiopaco. Crânio cedido pelo Departamento de Anatomia da UFPR. Em (a), vista em plano coronal; em	

(b), vista em plano axial (ou horizontal); em (c), os eixos Y-Z constituem plano sagital.	65
Fig. 4.3 – Identificação dos pontos referenciais no crânio.	65
Fig. 4.4 – Exame tomográfico do crânio no Setor de Radiologia do Hospital Erasto Gaertner. Em (a), foto do tomográfico helicoidal da <i>GE Medical Systems – HiSpeed CT</i> já com o crânio preparado; em (b), detalhe do posicionamento do crânio na mesa do aparelho.	67
Fig. 4.5 – Terminais de aquisição e visualização das imagens. Em (a), foto do <i>workstation</i> que operava o tomógrafo; em (b), <i>wokstation SUN-ULTRA 60 Creator 3D</i> , utilizando o <i>software Advantage Sim 5.0</i> , onde foram gravadas as 149 imagens tomográficas em CD.	67
Fig. 4.6 – Fluxo de operações para a reconstrução de um modelo tridimensional a partir de imagens oriundas de tomógrafo.	69
Fig. 4.7 – Centro de usinagem vertical de 3 eixos utilizado para a confecção da prótese. Em (a), foto da máquina; em (b), detalhe da orientação dos eixos.	75
Fig. 4.8 – Estratégia “Z constante” para o desbaste da superfície interna e rebaixo da superfície plana. Simulação realizada no <i>PowerMill 3.0</i> .	76
Fig. 4.9 – Estratégia de acabamento da superfície interna no <i>PowerMill 3.0</i> .	77
Fig. 4.10 – Bloco com referências e superfície interna acabada.	78
Fig. 4.11 – Bloco colado na base retificada e verificação de seu correto reposicionamento por meio de relógio apalpador.	78
Fig. 4.12 – Estratégia de desbaste da superfície externa no <i>PowerMill 3.0</i> .	79
Fig. 4.13 – Estratégia de acabamento da superfície externa no <i>PowerMill 3.0</i> .	80
Fig. 4.14 – Estratégia de continuidade do acabamento da superfície externa, e separação da prótese do bloco de fixação. Simulação realizada no <i>PowerMill 3.0</i> .	81
Fig. 5.1 – Resultados em segmentação de fatia tomográfica ($Z = 85$, de um total de 149) utilizando diferentes valores de limiar. Em (a), imagem original; em (b), aspecto da imagem utilizando um limiar de 25 (na escala de 0 a 255); em (c), aspecto utilizando um limiar de 50.	84
Fig. 5.2 – Complexidade das imagens tomográficas do crânio. Em (a), aspecto da fatia tomográfica n. 53; em (b), aspecto da fatia n. 115.	85
Fig. 5.3 – Imagem da tela do <i>software DicomWorks</i> versão 1.3.5.	87
Fig. 5.4 – Conversão das imagens com o <i>software DicomWorks</i> versão 1.3.5. Em (a), seleção do formato de exportação; em (b), seleção dos parâmetros de exportação do arquivo.	87
Fig. 5.5 – Limiarização no <i>software Vextractor</i> – versão demonstrativa 2.40.	88
Fig. 5.6 – Modelo reconstruído no <i>software Rhinoceros 3D</i> . Exibição no modo <i>wireframe</i> .	90
Fig. 5.7 – Modelos reconstruídos no <i>software Rhinoceros 3D</i> . Em (a), reconstruções com 10, 20 e 30 <i>pontos de controle</i> e efeito de “sanfonamento”; em (b), reconstrução utilizada, com 75 <i>pontos de controle</i> .	91
Fig. 5.8 – Modelo do crânio reconstruído no <i>software 3D Doctor</i> .	92
Fig. 5.9 – Modelo do crânio reconstruído no <i>software Mimics</i> .	93
Fig. 5.10 – Fluxo de operações para a reconstrução de modelos tridimensionais a partir de imagens oriundas de tomógrafos.	94
Fig. 5.11 – Complexidade da superfície do crânio, ressaltada na região das suturas. Em (a), modelo físico utilizado; em (b), reconstrução a partir do <i>software Mimics</i> , que melhor reproduziu a complexidade da superfície.	94
Fig. 5.12 – Reconstrução da sub-região do crânio a partir do <i>software Mimics</i> , constituindo o modelo a ser usinado.	95
Fig. 5.13 – Produtos utilizados na preparação do bloco de acrílico (PMMA).	97

Fig. 5.14 – Fixação do bloco de acrílico já esquadrejado para o desbaste da superfície interna.	99
Fig. 5.15 – Usinagem da superfície interna: desbaste. No detalhe, cavaco obtido.	100
Fig. 5.16 – Detalhe da superfície interna desbastada com a estratégia Z constante com limpeza de área.	100
Fig. 5.17 – Preparação para usinagem da superfície interna: acabamento (ferramenta esférica parada). No detalhe, cavaco obtido.	101
Fig. 5.18 – Usinagem da superfície externa: desbaste. No detalhe, cavaco obtido.	101
Fig. 5.19 – Usinagem da superfície externa: acabamento. No detalhe, cavaco obtido.	102
Fig. 5.20 – Usinagem para fim do acabamento e separação da possível prótese.	102
Fig. 5.21 – Medição do crânio em M.M.C. – <i>MITUTOYO</i> , série <i>B-241</i> ; cortesia do setor de metrologia da <i>HÜBNER Indústria Mecânica Ltda.</i>	103
Fig. 5.22 – Possível prótese obtida por meio de usinagem direta, a partir de imagens tomográficas.	107
Fig. 5.23 – Inspeção visual dos detalhes dos orifícios (setas brancas) e da junção das suturas (setas pretas). Em (a), crânio seco com detalhes anatômicos originais; em (b), boa reprodutibilidade do detalhe dos orifícios (seta branca) e má reprodutibilidade da junção das suturas (seta preta), cuja causa é procedente desde o exame tomográfico (detalhe da última camada).	107

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – TEMPOS DE USINAGEM (min.)	99
TABELA 2 – MEDIDAS ABSOLUTAS DOS PONTOS INDICADOS	104
TABELA 3 – DIFERENÇAS (mm) COM BASE NAS MEDIDAS DA M.M.C.	104
TABELA 4 – DIFERENÇAS (%) COM BASE NAS MEDIDAS DA M.M.C.	104
TABELA 5 – MEDIÇÕES APÓS A USINAGEM DA PRÓTESE (mm)	106

RESUMO

A fabricação de próteses para substituição de tecidos duros (ossos) tem sido um tema recorrente em diversos trabalhos científicos na área de bioengenharia. Recentemente, com o avanço das técnicas de digitalização e processamento de imagens, vários pesquisadores vêm defendendo o implante de próteses pré-fabricadas como uma alternativa para redução do tempo de cirurgia, da morbidade, da dor pós-operatória, do risco de infecções e rejeições, além de apresentar melhores resultados estéticos. Dentre as alternativas para a fabricação de próteses sob medida, destaca-se o uso das tecnologias *CAD* (*Computer-Aided Design*), *CAM* (*Computer-Aided Manufacturing*) e *CNC* (Comando Numérico Computadorizado). Entretanto, existem ainda alguns obstáculos, no que se refere à integração da informação (imagens) obtida por tomografia aos sistemas *CAD/CAM/CNC* comerciais. O objetivo deste trabalho é apresentar e discutir duas diferentes abordagens para essa integração e mostrar os resultados da fabricação, por usinagem, de uma prótese para fins médicos. Várias imagens tomográficas de um crânio humano seco foram utilizadas como fonte primária de informação. Utilizando-se tanto *softwares* dedicados ao processamento de informações médicas como os de uso geral, para conversão e vetorização de imagens, foi reconstruída uma região de interesse do crânio digitalizado. Essa região modelada foi avaliada e depois convertida em um formato apropriado aos sistemas *CAM's*, os quais permitiram a simulação e geração de um programa *CN* para a usinagem de uma possível prótese dessa região. Esta prótese foi fresada em acrílico e depois inspecionada visual e dimensionalmente. A principal conclusão deste trabalho é que a usinagem direta propicia excelentes resultados estéticos enquanto alternativa para a fabricação de implantes para cranioplastia.

Palavras-chave: usinagem; superfícies complexas; imagens tomográficas; próteses sob medida; cranioplastia.

ABSTRACT

The use of prosthesis, for replacement of hard tissues (bones), has been a recurrent subject in a huge variety of scientific works in the field of bioengineering. Lately, with the advancement in digitalizing and image processing, researchers have pointed out the application of pre-fabricated implants as an alternative way for reduction of the time, morbidity, postsurgery pain, the risk of infections and rejections, besides presenting better aesthetic results. Among the alternatives for tailored prosthesis, the technologies CAD (Computer-Aided Design), CAM (Computer-Aided Manufacturing) and CNC (Computerized Numeric Control) are mandatory. However, there are still some difficulties concerning the integration of the information acquired from CT images to the commercial CAD/CAM/CNC systems. The purpose of this research is to present and discuss two different methodologies for this integration and show the machining results of a milled PMMA prosthesis. Several CT images of a dry human skull were taken as primary source of information. Specialized medical softwares and general purpose systems, for image processing, were evaluated as a two methods for vectorizing and 3D reconstruction of a separated region from the CT images. The modeled region was evaluated and converted to readable CAM formats for machining simulation and NC code generation for a similar prosthesis. An acrylic blank was milled according to planned prosthesis and visually inspected and measured. The main conclusion of this work is concerned to the good aesthetic results obtained by direct machining for cranioplasty.

Keywords: Milling; sculptured surfaces; CT images; individual implants; cranioplasty.

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

1.1 APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

A modelagem geométrica baseada em recursos computacionais tem evoluído significativamente desde o surgimento, na década de 1950, dos primeiros sistemas *CAD* (*Computer Aided Design*). Isto proporcionou aos projetistas a concepção de componentes com elevada complexidade. Entretanto, apesar do surgimento quase concomitante da tecnologia *CNC* (Comando Numérico Computadorizado), a fabricação desses modelos virtuais representou, por várias décadas, um grande gargalo dentro dos sistemas de manufatura.

Recentemente, novas tecnologias de apoio à manufatura, denominadas *CAM* (*Computer Aided Manufacturing*), vêm aumentando o nível de integração entre os sistemas para modelagem digital e os processos de fabricação. Superfícies de elevada complexidade geométrica, tais como aquelas encontradas em moldes para injeção e fundição, podem ser fabricadas em poucas horas e com pouquíssima interferência humana. Isto contrasta-se às semanas e aos profissionais habilitados necessários à fabricação de tais produtos nas décadas passadas.

Além disso, outras tecnologias, igualmente dependentes de sistemas informatizados, vêm surgindo e tornando cada vez mais simples e unificadas as etapas de concepção e fabricação. Dentre elas, destacam-se a digitalização de superfícies – a qual vem reduzindo drasticamente os tempos de modelagem e desenho – e os processos de fabricação por camadas. Tais avanços têm implicado em novos conceitos, tais como a engenharia reversa (*Reverse Engineering - RE*) e a prototipagem rápida (*Rapid Prototyping - RP*).

Em outro ramo do conhecimento observa-se também um grande avanço de uma disciplina relativamente nova, a Engenharia Biomédica, como resultado do trabalho interdisciplinar de cirurgiões, profissionais da ciência da computação e engenheiros. Um dos focos da mesma é a medicina restauradora, aplicada à área ortopédica e oncológica, reunindo tanto tratamentos de fratura e síndromes congênitas como tumores ósseos. A contribuição das

engenharias para a medicina vem, principalmente, da aplicação das tecnologias para modelagem digital (*CAD*) e manufatura (*CAM*).

Segundo a Sociedade Brasileira de Neurocirurgia (cfr. ANDRADE, FIGUEIREDO e BROCK (2004)) referindo-se a dados do Ministério da Saúde, cerca de dois milhões de pessoas são internadas por ano em hospitais da rede pública, vítimas de traumatismos em geral. Destas, quinhentas mil requerem hospitalização devido a traumatismo craniano-cerebral, sendo que mais da metade destes casos é devido à acidentes automobilísticos, 21% referente a quedas, 12% em assaltos ou agressões e 10% em esportes e recreações. Segundo o Centro de Ciência e Tecnologia dos Materiais¹ do IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares), o mercado nacional de implantes ortopédicos está estimado em US\$ 64 milhões anuais. No mundo, este índice atingiu o montante de US\$ 4,4 bilhões em 1999. São realizados em média 24 mil implantes de prótese-total de quadril por ano no Brasil.

Além das próteses modulares, já são muitos os benefícios produzidos pelo desenvolvimento de próteses biomédicas sob medida (específicas para cada paciente), tais como a redução do tempo, da morbidade, dos riscos e traumas cirúrgicos, bem como a redução da dor pós-operatória, do risco de infecções e rejeições, além de apresentar melhores resultados estéticos. Devido ao desenvolvimento de *hardware* e *software*, tais próteses têm sido amplamente investigadas. A integração entre sistemas radiológicos e computacionais tem possibilitado constituir modelos tridimensionais das regiões a serem submetidas à cirurgia e incorporá-los às técnicas de projeto e fabricação para atender o indivíduo em questão, favorecendo também o aspecto dos resultados estéticos. A expectativa dos pacientes por esses resultados costuma se dar em função da região a ser reparada. Dessa forma, apesar da cranioplastia ser uma técnica cirúrgica empregada para correção de defeitos do crânio e ter o seu objetivo na promoção da proteção para o cérebro, concentra uma grande atenção também sobre o aspecto estético.

A confecção dessas próteses individuais compreende as seguintes etapas: a obtenção das imagens da região – geralmente por tomografia ou ressonância magnética –, a manipulação (pré-processamento e segmentação) das mesmas para a reconstrução de um modelo tridimensional num formato de arquivo apropriado e a sua fabricação. A Figura 1.1 apresenta esquematicamente o processo de obtenção dessas próteses sob medida, que podem ocorrer por prototipagem rápida (fabricação por camadas), pela usinagem de um molde para a conformação da prótese, ou por usinagem direta.

¹ Cfr. ORBITAIPEN (2004).

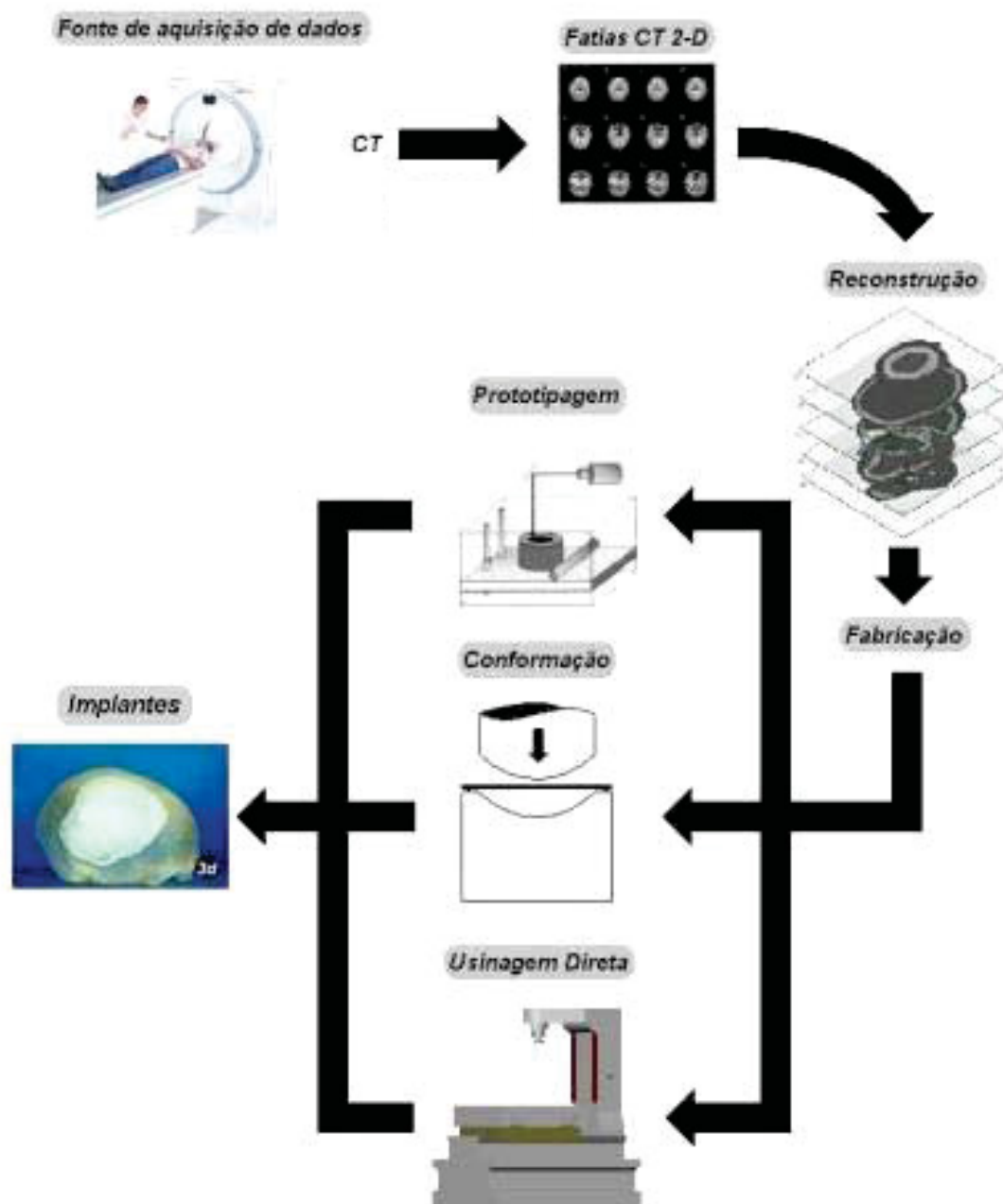


Fig. 1.1 – Representação do processo de obtenção de próteses sob medida, baseado em CHOI *et al.* (2002).

Apesar dessas múltiplas alternativas na fabricação de implantes, cada processo deve se restringir ao processamento de materiais com boas propriedades de osteoindução,

osteocondução, osteointegração e regeneração². Assim, utilizam-se os chamados materiais aloplásticos (resinas, polímeros, cerâmicas e metais como, por exemplo, o titânio), continuamente avaliados nesses quesitos.

1.2 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste trabalho é realizar um estudo exploratório sobre a usinagem de próteses sob medida para cranioplastia a partir de imagens tomográficas.

1.3 OBJETIVO ESPECÍFICO

O objetivo específico é situar as áreas interdisciplinares envolvidas e abordar a integração da informação (imagens) obtida por tomografia aos sistemas *CAD/CAM/CNC* comerciais e a viabilidade da utilização da usinagem enquanto alternativa para a confecção de próteses para cranioplastia.

1.4 ESCOPO

O presente estudo está limitado a uma revisão bibliográfica sobre os temas cranioplastia, biomateriais, tecnologias para obtenção e processamento de imagens e modelagem tridimensional. Além disso, apresenta-se um estudo de caso prático sobre a usinagem de uma prótese a partir de imagens tomográficas de um crânio humano seco. Entretanto, deve-se observar que a metodologia aqui adotada não se destina, ainda, à fabricação de implantes para seres vivos.

1.5 CONTRIBUIÇÕES

O estudo exploratório proposto, envolvendo a revisão bibliográfica sobre cranioplastia e conjuntamente o estudo de caso prático para a confecção de uma prótese em acrílico pôde avaliar a viabilidade da usinagem na obtenção da mesma. Foram obtidos bons resultados estéticos e de tempo de usinagem, o que sugere uma maior investigação sobre o tema,

² A interpretação destes termos será abordada mais adiante, no tópico 2.2.

sobretudo por se tratar de um biomaterial consideravelmente mais barato que o titânio, mas que pode apresentar algumas limitações. Além disso, o estudo de caso compreendeu a integração das imagens tomográficas às tecnologias de fabricação por meio de duas abordagens, que foram apresentadas e discutidas. Também foram discutidos os resultados da metodologia utilizada para a análise dimensional e montagem dos referenciais no crânio estabelecida, bem como as limitações encontradas. São sugeridos possíveis trabalhos futuros.

1.6 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho está organizado da seguinte forma: o Capítulo 2 apresenta uma revisão bibliográfica sobre cranioplastia, abordando biomateriais empregados em próteses maxilo-craniofaciais e algumas técnicas de implantes, bem como algumas discordâncias de alguns autores. No Capítulo 3 tratou-se da confecção de próteses sob medida por meio de usinagem, ressaltando a modelagem tridimensional a partir de imagens tomográficas e a compatibilidade das tecnologias *CAD/CAM/CNC* para a usinagem dessas superfícies complexas geradas na modelagem. No Capítulo 4 aborda-se o planejamento dos experimentos sob o ponto de vista de um estudo exploratório, sem a intenção de explicar as causas dos desvios geométricos ou dimensionais encontrados. Além dos procedimentos utilizados para reconstrução do modelo geométrico em *softwares* comerciais, é também descrito o planejamento da usinagem da possível prótese em um centro de usinagem com três eixos. No Capítulo 5 são apresentados e discutidos os resultados, procurando identificar e qualificar as possíveis fontes de variação na modelagem tridimensional e na usinagem; indica-se também a necessidade de futuros experimentos e melhoria das técnicas empregadas. O Capítulo 6 apresenta as conclusões, bem como sugestões para trabalhos futuros.

Capítulo 2

CRANIOPLASTIA

2.1 INTRODUÇÃO

Cada vez mais pode-se observar o trabalho conjunto de equipes especializadas de forma a implementar tecnologias a serviço do bem comum. Ainda mais, quando esta finalidade alavanca novos setores do mercado, gera serviços e acarreta uma maior rapidez e qualidade no atendimento de um mercado mundial.

Um exemplo prático onde ocorre a colaboração de diversos setores acadêmicos e industriais é a medicina restauradora ou plástica reconstrutiva, que atualmente está desenvolvendo-se rapidamente. Segundo ASPS (2003), a plástica reconstrutiva é executada nas estruturas anormais do corpo, causadas por defeitos de nascimento³ ou adquiridas (trauma ou ferimento, infecção, tumores, ou doenças, além do próprio envelhecimento). Aplica-se geralmente para melhorar a função, mas pode também ser feita para aproximar a uma aparência normal. Essa área oferece inúmeros setores com prospecção mercadológica e conforme MEYER *et al.* (2002) em muito se compartilham informações das áreas de cirurgia, computação e engenharia para a execução de próteses biomédicas, sobretudo em próteses sob medida.

Com frequência, a plástica reconstrutiva se vê na necessidade de ser amparada pela reposição de algum tecido orgânico, quer seja duro (no caso de ossos) ou mole (pele, por exemplo). A utilização das próteses dá-se para os casos em que a necessidade é a substituição de tecidos duros, podendo ainda envolver articulações (joelho, por exemplo). Essas próteses deverão atender não somente aos requisitos de funcionalidade e resistência mecânica, mas

³ Por exemplo, a craniostenose, que consiste no fechamento ou enrijecimento prematuro das suturas do crânio e que entre as síndromes mais frequentemente associadas estão a de *Crouzon* e de *Apert* (cfr. SBN (2004)). Também pode-se citar as síndromes da fenda labial (*cleft*) – divisão ou separação de partes do lábio ou do céu da boca – e a síndrome de *Treacher Collins* (cfr. TCC (2004)). Outras síndromes envolvendo cranioplastia podem ser encontradas em CHIARINI *et al.* (2004).

também estética, conforme sugere GIRAUDET⁴, citado por CUNHA, SCHNEEBELI e DYNNIKOV (1999). A Figura 2.1 recolhe um exemplo prático de plástica reconstrutiva, mais propriamente a reconstrução de multi-fraturas craniais, por meio de mini chapas de titânio.

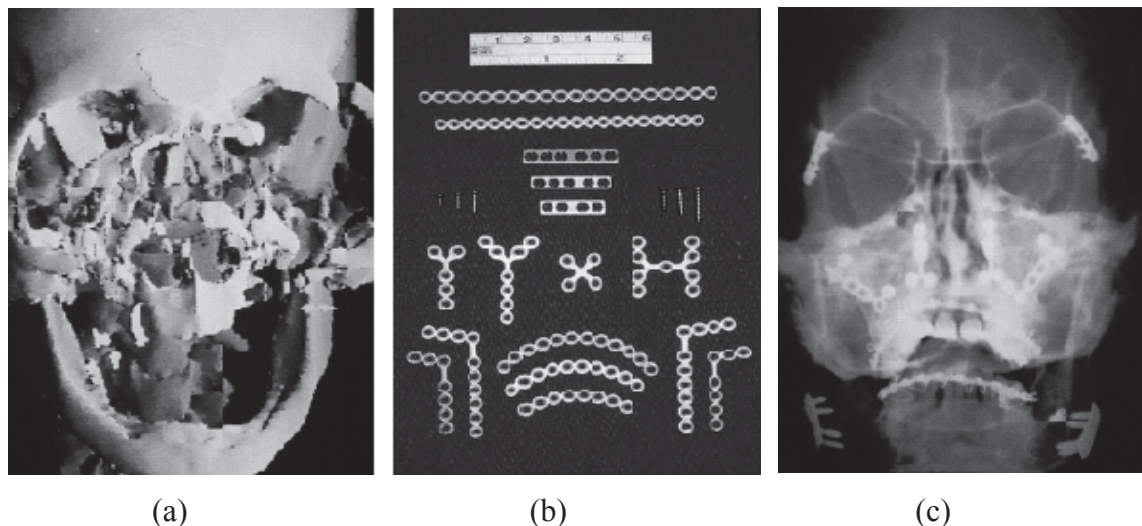


Fig. 2.1 – Reconstrução craniofacial. Em (a), multi-fraturas; em (b), mini chapas de titânio de aplicação médica; em (c) radiografia pós-operatória.
Fonte: TCC (1997).

Segundo EUFINGER e SAYLOR (2001), de acordo com a fonte de obtenção dos implantes, os mesmos podem ser:

- Autólogos: retirado do próprio ser vivo;
- Não autólogos: para evidenciar que é originário de outro, podendo este ser:
 - Homólogos: da mesma espécie;
 - Heterólogos: de outra espécie;
- Aloplásticos: com a utilização de materiais.

Esta classificação pode também ser encontrada em SHAND *et al.* (2002), CHIARINI *et al.* (2004) e ARTICO *et al.* (2003), dentre outros.

Os implantes ósseos não se prestam a promover por longa duração a estabilidade geométrica e podem não convergir para os resultados esperados: os de tipo autólogo supõem aumento da morbidade (incidência de trauma ou dor) cirúrgica e pós-operatória, além do

⁴ GIRAUDET, G. (1978). Iniciação à Aparelhagem dos Deficientes Físicos; São Paulo, Organização Andrei Editora.

maior tempo da mesma, tornando-se impraticável para implantes em áreas grandes. Se estes são do tipo não autólogo, envolvem-se riscos de agentes infecciosos e reação imunológica por parte do organismo.

Segundo EUFINGER e SAYLOR (2001), a vantagem do implante aloplástico (utilizando materiais como resinas, polímeros, metais e cerâmicas) é que proporcionam estabilidade geométrica, podem ser obtidos em qualquer quantidade necessária, minimizam-se os riscos de agentes infecciosos e não é necessária a remoção de um enxerto do tipo autólogo, que aumentaria a morbidade da cirurgia e dor pós-operatória. Entretanto, dependendo do material empregado, podem ocorrer algumas reações inflamatórias dos tecidos periféricos. Este é, por exemplo, o caso de alguns cimentos ósseos, que resultam em altas temperaturas de polimerização e que por tempo prolongado resultam na liberação de monômeros para os tecidos periféricos.

Quando o foco é a cranioplastia (a correção cirúrgica de defeitos do crânio), a cirurgia e a manipulação dos implantes requerem muita habilidade do cirurgião para ajustar em pouco tempo a prótese, muitas vezes maiores que 10 cm (cfr. EUFINGER e SAYLOR (2001)). Do ponto de vista estético, todas as técnicas intra-operativas dependem muito da habilidade do cirurgião, da anatomia e tamanho da região a ser reparada. Envolverá aspectos não tão previsíveis, como a própria tensão na sala cirúrgica, o inchaço do cérebro – ocasionado por inflamações na meninge, posição do crânio na cirurgia e o grau de hidratação do paciente –, além de certa perda dos referenciais e proporções do crânio, uma vez que o mesmo é envolvido com os panos cirúrgicos, deixando somente aparente a região de interesse.

Sob o ponto de vista cronológico em relação à cirurgia, a fabricação de próteses pode ser classificada em “intra-operativa” e “pré-operativa”. A fabricação de implantes pré-moldados é uma opção vantajosa, pois propicia ao cirurgião o planejamento e construção sob medida na fase pré-operativa. Isto conduz a resultados estéticos muito superiores (cfr. KUTTENBERGER e HARDT (2001) e WEHMÖLLER *et al.* (2001)) àqueles observados nas técnicas intra-operativas. No quesito resistência mecânica, os resultados em ambas as técnicas são similares e variam conforme o material escolhido. Além disso, as técnicas pré-operativas contribuem muito para redução do tempo de cirurgia, o que, por conseguinte, minimiza os riscos inerentes a qualquer procedimento cirúrgico. Não obstante, os riscos de inflamação e infecção permanecem os mesmos e independem da técnica e material escolhidos.

A cranioplastia vem cada vez mais incorporando procedimentos e materiais capazes de conferir uma melhor reabilitação do paciente. Além do preparo pré-operativo da prótese, os fatores estéticos requeridos orientam à utilização das próteses sob medida, que também são

atualmente um alvo das técnicas *CAD/CAE⁵/CAM*, pela capacidade de uma pré-fabricação individual de implantes craniofaciais assistida por computador (*‘Computer-assisted Prefabrication of Individual Craniofacial Implants’*), conforme sugere EUFINGER e SAYLOR (2001).

Atualmente, a alternativa de usinar próteses para restituir a perda óssea⁶ da região do crânio ainda resulta em altos custos (cfr. EUFINGER e SAYLOR (2001)); além disso, deve-se ter em conta que, a presença de algumas próteses sem uma perfeita geometria e ajuste no crânio pode trazer grande desconforto aos pacientes (cfr. HASSFELD e MÜHLING (2001)). Evidenciam-se conjuntamente algumas dificuldades na correta aplicação de materiais aloplásticos em humanos (cfr. EPPLEY (1999) e STRANG *et al.* (1998)).

A Figura 2.2 exibe a situação onde uma prótese de titânio de grande dimensão foi elaborada por técnica de processamento de imagens médicas e sistemas *CAD/CAM* (cfr. WEHMÖLLER *et al.* (2004)). Na mesma figura, pode-se verificar desde a reconstrução tridimensional do crânio do paciente como também uma simulação de projeto de uma prótese de titânio, confeccionada por usinagem.

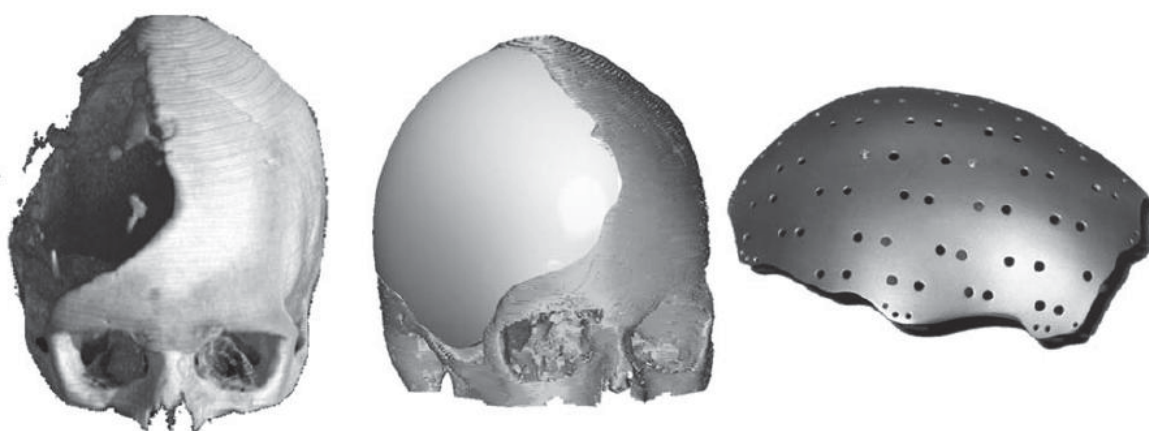


Fig. 2.2 - Projeto de prótese sob medida de titânio por meio de reconstrução a partir de imagens médicas e tecnologia *CAD/CAM*.

Fonte: WEHMÖLLER *et al.* (2004), pág. 668.

O amparo das tecnologias *CAD/CAM* na área craniofacial tem sido mostrado por vários autores como, por exemplo, WEHMÖLLER *et al.* (2001), HASSFELD e MÜHLING

⁵ CAE (*Computer Aided Engineering*).

⁶ Uma abordagem estatística mais vasta sobre causas e ocorrências de fraturas pode ser constituída com base em LIDA *et al.* (2001), HÄCHL *et al.*, (2002), IIDA *et al.* (2003), SWENNEN *et al.* (2001), HOHLRIEDER *et al.* (2004), SARAH (2000), UNIFESP (2002) e TRAVI (2003), dentre outros.

(2001) e KOCH *et al.* (1999). Propriamente só na década de noventa, com o aprimoramento dos recursos computacionais é que se pôde verificar mais progresso nesta tendência, já que só então foi possível computacionalmente processar tamanha quantidade de dados. Graças ao desenvolvimento dos sistemas *CAD* de elevado desempenho – possibilitando a modelagem de elementos de geometria complexa⁷ –, juntamente com a vasta utilização de máquinas-ferramenta equipadas com *CNC* e amparadas pela tecnologia *CAM*, é que se pôde consolidar cada vez mais o uso dessas tecnologias também em aplicações médicas. Pode-se dizer que ocorre o mesmo para os sistemas *CAE*, mas verificam-se mais pesquisas com essas ferramentas para casos de reconstrução maxilo-facial (cfr. KOCH *et al.* (1999), GORI *et al.* (2001) e SCHORR *et al.* (2003)).

A comunidade científica atual direciona muitos estudos à reconstrução de modelos tridimensionais a partir de imagens médicas, o que possibilita a atuação de também outros processos de manufatura, como a Prototipagem Rápida (*Rapid Prototyping - RP*). Modernos projetos que envolvem algumas destas técnicas, aliadas às tecnologias ‘auxiliadas por computador’ de hoje, além do aprimoramento em imagens médicas, têm criado novas possibilidades no desenvolvimento da engenharia de tecidos ósseos (*Tissue Engineering - TE*), conforme comentam MEYER *et al.* (2003).

Esses recursos computacionais também têm possibilitado o planejamento cirúrgico e intervenções mais precisas e minimamente invasivas, com a utilização de robôs. Estas duas últimas linhas de pesquisa podem ser encontradas em áreas cirúrgicas globais, como mostram Van-DAM, LAIDLAW e SIMPSON (2002) e HASHIZUME e TSUGAWA (2004), mas são constantemente abordadas por alguns autores que enfocam muitas vezes a utilização de próteses de cranioplastia sob medida, fabricadas por usinagem pré-operativamente e procurando que a cirurgia seja cada vez mais automatizada e roboticamente executada, como será visto mais adiante (seção 2.3).

⁷ São muitos os autores que tratam de superfícies complexas ao abordarem casos de reconstrução óssea, como por exemplo: SANTLER, KÄRCHER e RUDA (1998), VICECONTI *et al.* (1998), CARR, FRIGHT e BEATSON (1997), KLEMT e INFANTOSI (2000) e KNOPF e AL-NAJI (2001).

2.2 BIOMATERIAIS PARA PRÓTESES

Avaliar a melhor ou pior aplicabilidade dos materiais em plástica reconstrutiva implica conhecer a parte óssea humana e também alguns mecanismos de regeneração orgânica. Com isto, as tentativas de simular em materiais esses mecanismos resulta não só na análise da sua composição química, mas também a da sua estrutura interna.

2.2.1 Conceitos em neoformação óssea

De acordo com GIORDANO *et al.* (2003), o osso é um órgão altamente especializado do sistema esquelético, formado por diferentes tecidos conjuntivos e que desempenha importantes funções de ordem mecânica, metabólica e de proteção. Para tanto, ocorre também uma perfeita interação entre o osso e seus tecidos moles adjacentes, que se dão através das superfícies externas (periósteo) e internas (endósteo), revestidas por células osteogênicas organizadas em camadas. Estes autores sugerem a observação do osso em cortes transversais para que se verifique a existência de áreas densas sem cavidades (osso compacto ou cortical) e áreas com numerosas cavidades interconectadas (osso trabecular ou esponjoso). Apesar de serem formados pelas mesmas células e pelos mesmos elementos de *matriz*⁸, possuem diferenças estruturais e funcionais marcantes. OSTRUM *et al.*⁹ (1994), citados por GIORDANO *et al.* (2003) observaram que, no osso cortical, a porosidade é em geral inferior a 10%, enquanto no osso esponjoso está entre 50% e 90%. Os exatos mecanismos implicados *in vivo* na gênese do tecido ósseo promovem continuamente um equilíbrio entre formação (osteoblastos) e reabsorção (osteoclastos) óssea. Sugere-se que, para compreender melhor o mecanismo de reparo ósseo que o organismo promove, seja examinado mais detidamente tal artigo, o qual traz o esquema que aqui é mostrado por meio da Figura 2.3.

⁸ Parte integrante do tecido ósseo, entendendo o mesmo como uma junção de uma parcela que está representada pelas células e, outra, por uma *matriz extracelular* (constituída por componentes orgânicos como as proteínas e componentes inorgânicos como o cálcio e o fosfato).

⁹ OSTRUM, R. F.; CHAO E. Y. S.; BASSETT, C. A. L.; BRIGHTON, C. T.; EINHORN, T. A.; LUCAS, T. S.; ARO, H. T.; “Bone injury, Regeneration, and Repair” in *Orthopaedic Basic Science*; Chicago, AAOS, pp.277-323, 1994.

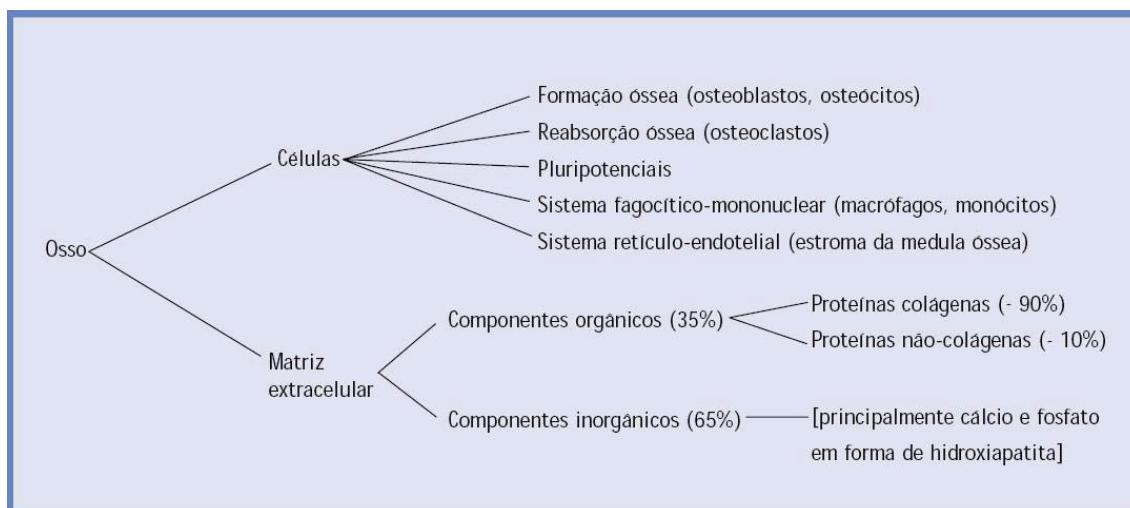


Fig. 2.3 – Composição do tecido ósseo. Fonte: GIORDANO *et al.* (2003).

Outro conceito importante é o de osteoindução. Segundo OSTRUM *et al.* (1994), o termo tem sido utilizado para descrever o processo de diferenciação¹⁰ de células osteoprogenitoras em condroblastos¹¹ e osteoblastos, resultando na regeneração do tecido danificado. Pelo trabalho de URIST *et al.* (1965)¹², citados por GIORDANO, *et al.* (2003), pôde-se isolar e descrever o primeiro *fator de crescimento e diferenciação óssea (FCDO)*: observou-se que fragmentos de osso desmineralizado, implantados em região subcutânea e intramuscular de cobaias, induziam a formação de tecido ósseo, atribuindo este achado a um fator osteoindutor ativo presente na matriz óssea, ao qual chamaram de *proteína morfogenética do osso (bone morphogenetic protein – BMP)*. Continua GIORDANO, *et al.* (2003) explanando que as células osteoprogenitoras, em contato com substâncias osteoindutoras promove a sua proliferação e diferenciação. Alguns comentários adicionais sobre as teorias propostas quanto a origem dos osteoblastos, bem como dos fatores de crescimento¹³ e diferenciação óssea podem ser adquiridos observando tal artigo.

Outro conceito que pode então ser introduzido é o de osteocondução. Basicamente pode-se referir a este termo para designar a função de carregadores dos *FCDO*; assim, podem funcionar como veículo que induz a neoformação óssea¹⁴ no caso de fraturas. Procura-se que

¹⁰ Segundo GIORDANO, *et al.* (2003), a diferenciação de um tecido, quando regida sob a influência de outro, que denomina-se *indução*; daí o termo osteoindução.

¹¹ Termo análogo ao osteoblasto, quando trata da formação de cartilagem, ao invés de tecido ósseo.

¹² URIST, M. R.; *Bone formation by autocondution*; Sicience, v.159, pp. 893-899, 1965

¹³ Especificamente sobre os fatores de crescimento, sugere-se verificar SCHLIEPHAKE (2002).

¹⁴ Segundo TAGA e MULATINHO (2002), a neoformação óssea, após um procedimento cirúrgico no esqueleto, depende basicamente de dois mecanismos:

os biomateriais possam exercer estas funções, recorrendo aos materiais que mimetizam as características mecânicas e bioquímicas contidas no osso. Por fim, pode-se também ser dito que o termo osteointegração¹⁵ compreende o mecanismo de osteoindução e a osteocondução.

2.2.2 Biomateriais

Segundo SANTOS (2002), os biomateriais podem ser definidos como substâncias de origem natural ou sintética que são toleradas de forma transitória ou permanente pelos diversos tecidos que constituem os órgãos dos seres vivos. Recorda SHARMA (2001) que o termo pode ser definido de várias maneiras e ressalta o aspecto de que devem inexistir reações onde são implantados e que, portanto exprimem uma biocompatibilidade¹⁶ com o organismo. São vários os critérios que um material precisa atender para ser enquadrado como um biomaterial; SANTOS (2002) o ressalta e apresenta mais especificamente alguns requisitos fundamentais, introduzindo também o conceito de biofuncionalidade:

- o material deve ser biocompatível, ou seja, sua presença não deve causar prejuízos a curto e longo prazo no local do implante ou no sistema biológico;
- os tecidos não devem causar a degradação do material implantado, como, por exemplo, corrosão em metais, a não ser de forma tolerável;
- o material deve ser biofuncional¹⁷, ou seja, deve ter as características adequadas para cumprir a função (estática ou dinâmica) desejada, pelo tempo desejado;
- o material deve ser esterilizável.

a) a osteocondução, como proliferação de células osteoprogenitoras no osso lesionado e,

b) a osteoindução, pela migração das células mesenquimais (relativas à formação do esqueleto embrionário) indiferenciadas, presentes na zona da lesão e que se diferenciam em células osteogênicas sob um estímulo indutivo adequado.

¹⁵ Segundo KIENAPFEL *et al.* (1999), originalmente o termo referia-se ao íntimo contato do tecido ósseo com a superfície de implantes de titânio, mas é correntemente aceito, em termos gerais, com o mesmo sentido independentemente do biomaterial.

¹⁶ A biocompatibilidade pode ser analisada não só perante o contato com tecidos, mas também pelo contato com o sangue, que é o foco do último artigo citado.

¹⁷ O referido autor incorpora também neste conceito, os problemas associados à degradação química dos materiais, visto que o meio fisiológico pode ser bastante agressivo – mesmo aos materiais considerados extremamente inertes quimicamente – levando à redução da eficiência do implante.

Por outro foco, HENCH e WILSON (1993)¹⁸, citados por SANTOS (2002), sugerem a classificação desses biomateriais de acordo com o seu comportamento fisiológico:

- **Biotoleráveis:** materiais apenas tolerados pelo organismo, sendo isolados dos tecidos adjacentes por meio da formação de camada envoltória de tecido fibroso (encapsulamento¹⁹ fibroso). Os materiais biotoleráveis são praticamente todos os polímeros sintéticos assim como a grande maioria dos metais.
- **Bioinertes:** materiais também tolerados pelo organismo, mas em que a formação do encapsulamento fibroso é mínima, praticamente inexistente. O material não libera nenhum tipo de componente ou o faz em quantidade mínimas. Os materiais bioinertes mais utilizados são a alumina, a zircônia, o titânio, as ligas de titânio e carbono.
- **Bioativos:** materiais que promovem ligações de natureza química entre material e tecido ósseo (osteointegração, já comentada). Os principais materiais desta classe são os vidros e vitrocerâmicas à base de fosfatos de cálcio, a hidroxiapatita e os compostos de fosfato de cálcio.
- **Absorvíveis:** materiais que, após certo período de tempo em contato com os tecidos, acabam sendo degradados, solubilizados ou fagocitados pelo organismo, sendo representados, por exemplo, pelo fosfato tricálcico e o ácido polilático.

Mais especificamente detendo-nos nos biomateriais direcionados à reconstrução facial, GOSAIN (2003) ressalta algumas características específicas aos quais esses materiais devem apresentar, como:

- biocompatibilidade, sem gerar uma reação inflamatória ou de corpo estranho;
- que sejam radiopacos, para fácil localização no corpo por meios radiográficos;
- facilmente configurados na forma que preenche a deformidade;
- capaz de manter o seu volume a longo prazo, após o implante;
- osteoatividade, induzindo a substituição do biomaterial por osso, num índice igual a reabsorção do biomaterial, e

¹⁸ HENCH, L. L.; WILSON, J.; Introduction to Bioceramics; Singapore: Word Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 1993, p. 1-15.

¹⁹ Trata-se de uma resposta do organismo não no sentido de absorver o implante – devido o seu tamanho e/ou material –, mas de promover uma barreira biológica para isolá-lo. É um tema atualmente investigado para melhor caracterização das causas e das suas proporções segundo o tipo de biomaterial utilizado, como pode-se verificar em VANCE *et al.* (2004) e SANDERS *et al.* (2004).

- prontamente disponível.

Essas características acabam sugerindo a utilização de materiais sintéticos. Apesar da existência de prática cirúrgica empregando materiais cuja origem é orgânica, segundo EPPLEY (1999), esses materiais representam um tipo completamente diferente de implante cirúrgico não regulamentado historicamente pelo *U. S. Food and Drug Administration (FDA)* e carregam considerações diferentes do risco dos materiais aloplásticos, geralmente por meio de banco de ossos regionais²⁰. Com o conhecimento das desvantagens que podem ocorrer na utilização de enxertos de origem orgânica, mas com a consciência de que essas aplicações não devem ser descartadas, alguns pesquisadores vêm investigando a utilização das chamadas *matrizes ósseas liofilizadas*, ou simplesmente *matrizes ósseas*. Pode-se verificar sobre este tema em TAGA e MULATINHO (2002), PROBONE²¹ (2004), OSSEOBOND²² (2004), ALLEGRINI *et al.* (2003) e LEWANDROWSKI *et al.* (2001). Pela revisão de MULLIKEN²³ *et al.* (1981), citados por TAGA e MULATINHO (2002), iniciou-se com a utilização de matriz óssea liofilizada humana, parcialmente desproteínada para tratamento de lesões ósseas permanentes, tendo também sido feitas algumas aplicações clínicas²⁴. Também comentam TAGA e MULATINHO (2002) que a matriz óssea bovina contém *BMP's* que, quando isoladas bioquimicamente na forma purificada, têm a capacidade de induzir a formação de tecido ósseo em várias espécies de animais; ao citarem WOZNEY *et al.*²⁵ (1988) e LUYTEN *et al.* (1989), pretendem ressaltar a homologia de algumas *BMP's* na sua estrutura molecular

²⁰ Em Curitiba, podemos, por exemplo, encontrar no Hospital de Clínicas tal banco de ossos em funcionamento.

²¹ Trata-se de uma matriz mineral bovina desenvolvida pela PROLINE BIOMÉDICA. É essencialmente a matriz mineral encontrada na porção trabecular do osso bovino, obtida por processo que preserva a estrutura física e química. A empresa – fundada em 1998 junto ao Instituto de Empresas Tecnológicas do IPEN-USP – assegura que o produto na fase final é isento de matéria orgânica.

²² Osseobond – Dentoflex foi desenvolvido pelo Prof. Dr. Eulásio Mikio Taga do Departamento de Ciências Biológicas da Faculdade de Odontologia de Baurú – USP. É um produto da Odontec Materiais Odontológicos Ltda. Veja-se também informações em FOB (2004).

²³ MULLIKEN, J. B.; GLOWACKI, J.; KABAN, L. B.; FOLKMAN, J.; MURRAY, J. E.; Use of desmineralized allogeneic bone implants for the correction of maxillocranio-facial deformities; Ann. Surg., v. 194, pp. 366-373, 1981.

²⁴ cfr. SONIS, KABAN e GLOWACKI (1983).

²⁵ WOZNEY, J. M.; ROSEN, V.; CELESTE, A. J.; MITSOCK, M.; WHITTERS, M. J.; KRIZ, W. R.; HEWICK, R. M.; WANG, E. A.; Novel regulators of bone formation: molecular clones and actives Science; v. 242, pp. 1528-1534, 1988.

primária entre o homem e o boi. De qualquer forma, essas aplicações ainda não envolvem próteses para cranioplastia, como veremos ao tratar dos implantes.

2.2.3 Alguns materiais aloplásticos para cranioplastia

Segundo CHIARINI *et al.* (2004) que, dentro de uma grande gama de possibilidades, o material sintético ideal deverá ser biocompatível, inerte, não condutor térmico nem magnético, deverá ser radiopaco, leve, rígido, simples de preparar, facilmente aplicável e barato. Na opinião mesma destes autores, o que melhor se aproxima dessas qualidades é o polimetilmetacrilato (*PMMA*); sugerem que as maiores vantagens da utilização dos materiais aloplásticos²⁶ é que é possível prepará-los pré-operativamente e, portanto reduzir o tempo e a complexidade da cirurgia, proporcionando melhores resultados. Segundo CALIXTO (2001), os materiais mais utilizados para implantes, aplicados em todo o corpo humano, são os metais ou ligas metálicas (titânio, titânio-alumínio-vanádio, cobalto-cromo-molibidênio, ferro-cromo-níquel), as cerâmicas (hidroxiapatita, fosfato de tricálcio, aluminatos de cálcio), os polímeros (silicones, poliamida, ácido poliático, ácido glicólico, polipropileno, polietileno, polimetilmetacrilato, politetrafluoretileno, poliuretanas), os compósitos (cerâmicas de vidro, cimentos de ionômero de vidro) e, mais recentemente, os vidros bioativos. Entretanto, para as aplicações em cranioplastia, são utilizados apenas os materiais de menor susceptibilidade a rejeições – por se tratar de uma região crítica – e os que são mais leves, favorecendo o aspecto do conforto por parte do paciente.

Estes biomateriais são regulamentados pelo *FDA*, pela padronização existente para a avaliação da biocompatibilidade desses materiais. Segundo MALMONGE *et al.* (1999), uma fase inicial para essa avaliação dá-se por meio dos testes de citotoxicidade, sendo utilizados em uma pré-seleção para detectar se o material em questão provoca morte das células ou outros efeitos negativos nas funções celulares. Cita também diferentes protocolos padrões já estabelecidos para os testes de citotoxicidade:

- ASTM F-813-83: Método de contato direto para avaliação de materiais e dispositivos médicos frente à cultura de células;

²⁶ Este palavra é análoga ao termo ‘sintético’ (de origem não humana, não animal e não orgânica).

- ASTM F-895-84: Método de difusão em ágar²⁷ de cultura de células para seleção de materiais por citotoxicidade;
- ISO 10993-5²⁸: Avaliação biológica de dispositivos médicos - Parte 5: Testes para citotoxicidade (métodos *in vitro*).

Uma breve descrição dos princípios de seleção dos materiais aloplásticos para cranioplastia e sua aplicabilidade pode ser verificada em EPPLEY (1999); o mesmo ainda traz vários tipos de implantes aloplásticos cujos sucessos foram comprovados clinicamente. Assim, serão agora abordados isoladamente alguns desses materiais mais comumente utilizados em cranioplastia, dentre outros, com base neste mesmo autor:

Poliétileno

O poliétileno é um material que está atualmente disponível comercialmente em três níveis importantes: baixo, alto e ultra densidade. É altamente biocompatível e não apresenta tendência para reações inflamatórias crônicas. Tem uma boa resistência a compressão, mas permite flexibilidade; além disso, tem uma porosidade interna com um tamanho entre 125 e 250 µm, que permite crescimento interno fibrovascular por todo o implante, mas o material não deve ser considerado verdadeiramente osteocondutor. Produz uma reação mínima e um fino encapsulamento fibroso, que não produz contração significativa. Esse crescimento fibroso no poliétileno de alta densidade tem algumas manifestações clínicas importantes: proporciona sua estabilidade, mas dificulta a sua eventual necessidade de remoção. Pode ser perfurado para fins de fixação sem fraturar o implante e possui preço competitivo com outros biomateriais semelhantes. Mais recentemente, o poliétileno de alta densidade alcançou sucesso como um material de reconstrução facial, mandibular, mid-facial e do queixo.

²⁷ Cfr. MALMONGE *et al.* (1999), sobre os testes de contato indireto para os ensaios *in vitro*.

²⁸ Na verdade, a padronização existente na ISO 10993 prevê as séries de 1 a 20 sobre temas afins.

Acrílico

O polimetilmetacrilato (*PMMA*) tem sido usado há muito tempo tanto em cirurgias ortopédicas como também em forma de cimento ósseo para fixação de próteses comuns. Pode ser preparado intraoperativamente, misturando um monômero líquido com um polímero em pó. Autopolimerizam-se em alguns minutos (8 a 10) com uma reação exotérmica (que pode chegar por volta de 80°C) e resulta num material rígido, quase translúcido e de custo muito baixo. Os modelos também podem ser feitos pré-operativamente, fabricando o implante e, em seguida esterilizando-o. Isto evita os danos causados aos tecidos circunvizinhos pela reação exotérmica. O material tem sido usado freqüentemente em procedimentos de cranioplastia, para defeitos do crânio com reposição de toda a sua espessura. Antibióticos também podem ser impregnados na mistura (pó antibiótico na resina acrílica) para evitar reações e complicações relacionadas. O *PMMA*, uma vez formado não é perfurável, pela susceptibilidade a trincas; entretanto, metais ou parafusos podem ser colocados antes da aplicação do material de forma a proporcionar a fixação²⁹ final do implante. Malhas de metal também podem ser incorporadas para adicionar resistência ao material e diminuir o risco de fratura por impacto, aproximando-se à resistência do osso cranial. Não absorvível pelo organismo, é tolerado no corpo pelo desenvolvimento de um encapsulamento fibroso vascular, cujo tema é melhor tratado por LU *et al.* (2002), o qual também questiona de certa forma sua biocompatibilidade. É muito durável e pode ser aquecido ou submetido à autoclave sem mudança em sua forma física. As desvantagens do *PMMA* são que durante a polimerização o seu odor é difícil de tolerar e suas emanções são teratogênicas³⁰ (conseqüentemente, precauções devem ser tomadas se mulheres grávidas estão presentes). Deve ser proporcionada uma irrigação fria a ser aplicada após a colocação do material, pois a reação exotérmica³¹, pode comprometer os tecidos circunvizinhos. Uma outra desvantagem é que as bactérias têm uma grande afinidade com sua superfície; assim, não deve ser colocado, por exemplo, na região paranasal e na cavidade oral. Um material similar, o '*hard tissue replacement*' – *HTR*, é um composto de *PMMA* e de polihidroxietilmetacrilato. O *HTR* tem

²⁹ Cfr. SHERBURN e SILBERGELD (1996) e GIBBONS, HICKS e GUTERMAN (1999).

³⁰ Agentes teratogênicos são tudo aquilo capaz de produzir dano (malformações, alterações funcionais ou neuro-comportamentais) ao embrião ou feto durante a gravidez.

³¹ Costuma-se caracterizar a cura do acrílico auto-polimerizante em quatro fases: a primeira é a fase arenosa, a segunda a de liga, a terceira de modelagem e a quarta de cura (onde verifica-se maior aquecimento).

poros interconectados e um revestimento de hidróxido de cálcio que lhe confere uma carga superficial negativa, resultando num material bastante resistente. O HTR foi usado no passado para trabalhos odontológicos e pode agora ser também pré-fabricado³² a partir de uma varredura tomográfica do defeito do paciente. Porém, o custo deste procedimento envolvendo exame tomográfico, projeto e fabricação da prótese é significativamente mais alto que a aplicação intra-operativa do *PMMA* puro. É útil na reconstrução de defeitos grandes para preenchimento total da espessura do crânio, além de outras regiões, como a de aumento mandibular.

Para uma investigação mais ampla sobre o *PMMA*, bem como para outros polímeros, sugere-se verificar RAMAKRISHNA, MAYER e WINTERMANTEL (2001).

Metais

Os metais têm sido usados há mais de 30 anos em cirurgia plástica para reconstrução de crânio. A biocompatibilidade dos metais implantados é principalmente determinada por suas propriedades de superfície e resistência à corrosão. Depois do implante, uma camada de óxido rapidamente forma-se na superfície do metal, que determina sua resistência a corrosão e a quantia de óxidos aos tecidos adjacentes. A combinação de corrosão e liberação de íons dos metais podem causar dor e reações localizadas de tecido ao redor do implante, exigindo sua remoção. Segundo EUFINGER e SAYLOR (2001), o titânio puro ou ligado tem demonstrado alto grau de biocompatibilidade para as uniões ósseas e metálicas, favorecendo em muito as cirurgias cranio-maxilofaciais e ortopédicas. Ele é comumente fabricado e disponível clinicamente tanto como titânio puro ou como uma liga com quantias pequenas de outros metais, como por exemplo, Ti6Al-4V (6% alumínio e 4% vanádio), que melhora a tensão do material consideravelmente. O titânio forma uma camada superficial de óxido de titânio que é muito aderente e altamente resistente a corrosão; além disso, a baixa densidade do metal permite ter atenuação mínima em radiografias e inexistência de artefatos em CT ou MRI. Estas propriedades, combinadas com sua resistência, fazem do titânio o melhor metal atualmente disponível para reconstrução craniofacial.

³² Cfr. LORENZ (2004).

Fosfato de Cálcio

Há aproximadamente vinte anos que os implantes compostos de fosfato de cálcio estão comercialmente disponíveis como materiais de substituição óssea. Os materiais de fosfato de cálcio não são osteoindutivos por si próprios, mas fornecem um substrato físico sobre o qual o osso das superfícies adjacentes pode ser depositado e potencialmente guiado. Segundo CALIXTO (2001), apresentam porosidades que permitem o crescimento fibro-vascular e ósseo para seu interior (osteocondução) e, conseqüentemente, a fixação do material implantado. As cerâmicas de fosfato de cálcio mais freqüentemente utilizadas são a hidroxiapatita e o fosfato tricálcio, nas formas densa (microporosa) e macroporosa, indicadas para preenchimento de defeitos ósseos, aumento do rebordo alveolar e cobertura de implantes metálicos.

Segundo SANTOS (2002), a hidroxiapatita (HA) é um fosfato de cálcio hidratado, componente majoritário (cerca de 95%) da fase mineral dos ossos e dentes humanos. A equação química da hidroxiapatita é representada por: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ e devido à similaridade química da hidroxiapatita com a fase mineral dos tecidos ósseos, ela é um dos materiais mais biocompatíveis conhecidos. A superfície da hidroxiapatita permite a interação de ligações do tipo dipólo, fazendo que moléculas de água e, também, proteínas e colágeno sejam adsorvidos na superfície induzindo, assim, a regeneração tecidual. Infelizmente, as cerâmicas de fosfato de cálcio apresentam a desvantagem de serem quebradiças, apresentando baixa resistência ao impacto.

Para se ter um quadro de aplicações clínicas de outras biocerâmicas para todo o corpo humano, sugere-se deter-se nos autores HENCH e WILSON (1993), citados por SANTOS (2002).

2.2.4 Engenharia de Tecidos Ósseos

Como foi visto anteriormente, a utilização de biomateriais com propriedades osteocondutoras como veículo de administração dos *FCDO* induz a neoformação óssea. Além disso, pode-se atualmente verificar tanto a utilização de substitutos ósseos (matriz óssea desmineralizada, colágeno, hidroxiapatita) como aplicações de princípios de terapia genética para estimular o processo de consolidação de fraturas. Segundo GIORDANO *et al.* (2003), a

aplicação de terapia genética proporciona a introdução destas proteínas *FCDO* em um local específico, com a possibilidade de controle em sua expressão. Explica LIEBERMAN³³ *et al.* (1998), citados por GIORDANO *et al.* (2003), que a transferência de genes para determinada região pode ser realizada de duas formas distintas:

- *ex vivo*: em que uma parte do DNA é transferida para células em cultura e estas células modificadas são depois administradas no paciente em uma região predeterminada;
- *in vivo*: em que o gene é administrado diretamente dentro da população celular alvo numa região específica.

Para desencadear expressão genética, o DNA exógeno (de fora) deve penetrar na célula-alvo, evitar degradação lisossomal (das enzimas com atividade digestiva) e penetrar no núcleo. Assim, em ambas técnicas preconiza-se a incorporação destes genes por um vetor de administração, preferencialmente viral, sendo mais empregados os retrovírus e os adenovírus. Pode-se investigar com base nestes mesmos autores, mais dados a esse respeito. Pesquisas recentes demonstram grande interesse na caracterização dos tecidos cerebrais *in vivo*, para melhor caracterizá-los, como demonstra GEFEN e MARGULIES (2003).

Ao mesmo tempo, modernos projetos envolvendo a manufatura de novos materiais para atender a área médica têm constituído reais avanços na *engenharia de tecidos* ósseos. É o que expõe MEYER *et al.* (2003), ao referir-se à possibilidade de se reproduzir nas próteses a estrutura interna do tecido tomografado, com o tamanho dos poros e característica química semelhantes. A adição de células derivadas de periósteo injetadas isoladamente ou inseridas nesses materiais tem aumentado em muito a performance da regeneração óssea. Afirma SUN e LAL *et al.* (2002) que a utilização dessas tecnologias auxiliadas por computador em engenharia de tecido estendeu-se para o desenvolvimento de um novo campo: a *engenharia de tecido auxiliada por computador* (CATE – *Computer-Aided Tissue Engineering*).

Parece oportuno ter em conta que a finalidade desses estudos é proporcionar a existência de materiais que funcionem como substitutos dos tecidos humanos (macios e duros), realizando as suas funções. Uma revisão atual da área pode ser vista em SUN e LAL (2002). Segundo LANGER (2000), no estado atual de desenvolvimento da área, pode-se compreender as seguintes etapas:

³³ LIEBERMAN, J. R.; LE L. Q.; WU, L.; FINERMAN, G. A.; WITTE, O. N.; STEVENSON, S.; Regional Gene Therapy with a BMP-2 Producing Murine Stromal Cell Line Induces Heterotopic and Orthotopic Bone Formation in Rodents; Journal Orthop. Res. 16:330-339, 1998.

1. Uma fonte de células apropriada deve ser identificada, isolada e produzida em número suficiente;
2. Deve-se isolar ou fabricar um material biocompatível para atuar como substrato (sistema aberto) ou matriz (sistema fechado) para fonte de células;
3. As células devem ser implantadas ou depositadas no material e cultivadas dentro de um reator;
4. A estrutura obtida é implantada *in vivo* no local apropriado. Dependendo do local ou da estrutura, vascularização se faz necessária.

Atualmente alguns processos de manufatura têm podido reproduzir em materiais biocompatíveis, uma estrutura interna com porosidade interconectada. Baseados em um foco mais específico, LEONG, CHEAH e CHUA (2003) apóiam-se em várias técnicas de fabricação por prototipagem rápida³⁴ para avaliar as possibilidades de serem constituídas essas matrizes ósseas. Mais abrangente, SUN e LAL (2002) sublinham mais técnicas ao falar sobre *CATE*. Uma abordagem desde a confecção³⁵ do material até a sua cultura *in vitro* e avaliação da mesma pode ser encontrada em WOODFIELD *et al.* (2003). Trabalho semelhante, na elaboração de um material híbrido, desenvolveram TACHIBANA *et al.* (2004). Outros exemplos dessas técnicas, baseado-nos em alguns autores, são mostradas a seguir.

Três grupos de polímeros foram utilizados por AKAY, BIRCH e BOKHARI (2003) para, após alterar a composição química de uma emulsão polimérica agregada com hidroxiapatita, avaliar-se o tamanho dos poros internos formados (40, 60 e 100 μm), que representou em relação ao material, uma faixa de porosidade entre 70% e 97%. Essa estrutura também foi avaliada para a indução da ação dos osteoblastos.

Uma técnica de manufatura para confeccionar de um biomaterial absorvível pelo organismo pode ser encontrada em SCHILLER *et al.* (2004): basicamente, num primeiro estágio utilizam conformação a quente de materiais já compactados para obter uma estrutura de material cerâmico; em seguida, removem a parte de cima do molde para preencher com uma camada de compósito polimérico a superfície do material e depois fecham novamente a matriz (substituindo a parte superior da mesma por uma de Teflon®) preservando certa distância em relação ao material cerâmico; numa nova etapa, promovem no interior dessa

³⁴ Também mencionado pelos autores como *solid freeform (SFF) fabrication*.

³⁵ Foi utilizada uma técnica de prototipagem rápida designada por *FDM – Fused Deposition Modeling*.

matriz uma atmosfera de alta pressão e CO₂ para proporcionar uma reação em que o compósito polimérico será insuflado e ocupará o espaço entre o implante e o Teflon®; finalmente, a liberação controlada da pressão proporcionará a criação de bolhas no material insuflado, contribuindo para a formação de uma estrutura porosa na região que terá contato com os tecidos orgânicos.

Por fim, GROSS e RODRÍGUEZ-LORENZO (2004) utilizaram partículas de sal que foram esferodizadas de forma a produzir a interconectividade de poros desejada, num material também absorvível pelo organismo.

2.3 IMPLANTES

De acordo com a revisão bibliográfica da área, pôde-se constatar que basicamente os implantes em cranioplastia devem atender a requisitos estéticos, proporcionar uma proteção mecânica e térmica, proporcionar em alguns casos funções mecânicas de articulação (por exemplo em restauração buço-maxilofacial). Além disso, outros biomateriais podem ser utilizados para sustentar o implante (enquanto o mesmo está sendo posicionado), por meio de uma pequena película. Outros biomateriais também podem destinar-se sobretudo à fixação do implante.

O comportamento das próteses no organismo do paciente pode ser muito diferente, de acordo com o estado do mesmo (saúde, idade, etc.) e as circunstâncias em que são instaladas. Conforme o material, podem ser apresentados diferentes índices de osteointegração, mas também a dimensão da prótese, o tempo da cirurgia, a técnica utilizada em cada caso pode proporcionar melhores ou piores condições para o implante no organismo. Assim, o que se espera é que se for um substituto permanente no organismo, proporcione condições de boa osteointegração, pois é o caso mais favorável; se o que se pretende é que a prótese propicie regeneração dos tecidos, deve-se ter em conta mais fatores, como o tipo de material, sua porosidade, a técnica de fixação e o seu espaçamento em relação ao osso; por fim, mais detalhes devem ser investigados se o objetivo é a reabsorção do material da prótese pelo organismo.

Sobre a utilização dos enxertos autólogos, não autólogos e materiais aloplásticos, AGNER, McCONATHY e DUJOVNY (1991) fazem uma boa síntese dos sucessos e fracassos clínicos em cranioplastia desde o ano 3.000 a.C., pois relatam a evidência da

utilização de trepanação do crânio desde essa época. Já CHIARINI *et al.* (2003) citam que há registros históricos da utilização de placas de ouro para cranioplastia pelos pré-colombianos Incas e que depois, no século XVI, Meekeren relata o uso de um enxerto de osso canino para reparar um defeito no crânio de um homem russo; SANTOS (2002) recorda que em meados do século XVII, Fallopius³⁶ implantou uma placa de ouro para restaurar um defeito craniano, e desde então se têm usado os implantes para a substituição de partes danificadas do sistema ósseo. Comenta CHIARINI *et al.* (2003) que no começo do século XX o uso de enxerto autólogo tornou-se até mesmo popular, mas que foram sendo substituídos pela utilização de materiais metálicos, como ocorre até hoje em dia. De qualquer forma, a maior tendência e consenso entre os acadêmicos da área é a utilização de materiais aloplásticos de última geração³⁷, como será visto na seção 3.3.

Uma revisão e devida contextualização sobre os métodos de fixação em implantes pode ser encontrada em KIENAPFEL *et al.* (1999); os mesmos salientam no presente artigo algumas características que podem ser consideradas para que os implantes proporcionem a osteointegração desejada:

1. A fisiologia da osteointegração e do crescimento ou penetração óssea³⁸, incluindo a biocompatibilidade do material em relação à interface entre as células e a matriz;
2. As características geométricas da superfície do implante;
3. Modos de fixação do implante e sua micro-movimentação;
4. O espaçamento na interface implante-osso.

Assim, alguns procedimentos cirúrgicos mais habituais podem ser encontrados em HASSFELD e MÜHLING (2001), MEYER *et al.* (2002) e EUFINGER e SAYLOR (2001); estes últimos trazem também informações sobre o tipo de material das próteses e enunciam algumas vantagens e desvantagens de acordo com experiências clínicas. Essas avaliações as

³⁶ FALLOPIUS, G.; *Opera Omnia Francofurti*; Wecceli A, de. v. 1, 1600.

³⁷ Entretanto, são incontestáveis alguns progressos utilizando materiais cuja fonte é orgânica, como pode-se verificar em SHAND *et al.* (2002), FENNIS, STOELINGA e JANSEN (2002), TERHEYDEN *et al.* (2001) (a) e (b), AGNER, McCONATHY e DUJOVNY (1997), ARTICO *et al.* (2003) e SWENNEN, DEMPFF e SCHLIEPHAKE (2002), dentre outros. Sobre *matriz bovina desmineralizada*, entende-se também como material de origem orgânica. Percebe-se que a utilização destes enxertos pode restringir de alguma forma a aplicabilidade nos defeitos de cranioplastia de grandes dimensões; também por isso sua utilização dá-se, com maior frequência, para casos de enxertos menores.

³⁸ Os autores utilizam o termo *bone ingrowth*, já cunhado academicamente e que se refere à formação óssea dentro do implante.

fazem muitos autores tendo um foco mais restrito, como por exemplo, a classe de biomaterial utilizada, ou o processo empregado para manufaturar próteses sob medida, etc. De qualquer modo é claro o consenso de que o planejamento pré-cirúrgico por meios computacionais vem proporcionando muitos benefícios quanto à diminuição dos riscos da cirurgia, como pode ser visto em HASSFELD e MÜHLING (2001), GIROD *et al.* (2001), GORI *et al.* (2001), WEHMÖLLER *et al.* (2003 e 2004), etc. A seguir, são mostrados alguns exemplos de implantes, tanto preparados intraoperativamente como também confeccionados como resultado final do planejamento pré-cirúrgico.

A Figura 2.4 exhibe a simulação da utilização de malhas de titânio, tanto para grandes defeitos da região do crânio, como também para a reconstrução orbital. Intraoperativamente, as malhas são recortadas segundo o tamanho conveniente e a fixação das mesmas dá-se por pequenos parafusos, também de titânio, como se pode observar pela Figura 2.5. Além do titânio, próteses de acrílico também podem ser modeladas intraoperativamente, antes da mistura enrijecer, mas alguns inconvenientes são ressaltados por EUFINGER e SAYLOR (2001). Na Figura 2.6 pode-se ver a utilização de uma prótese confeccionada antes da cirurgia, a partir de um composto polimérico. Nestes casos, a fixação pode dar-se, por exemplo, por cimentos ósseos, ou por meio de parafusos, ou ambos, conforme a necessidade.



Fig. 2.4 – Malhas de titânio para reconstrução cranial e orbital. Fonte:LORENZ (2004)

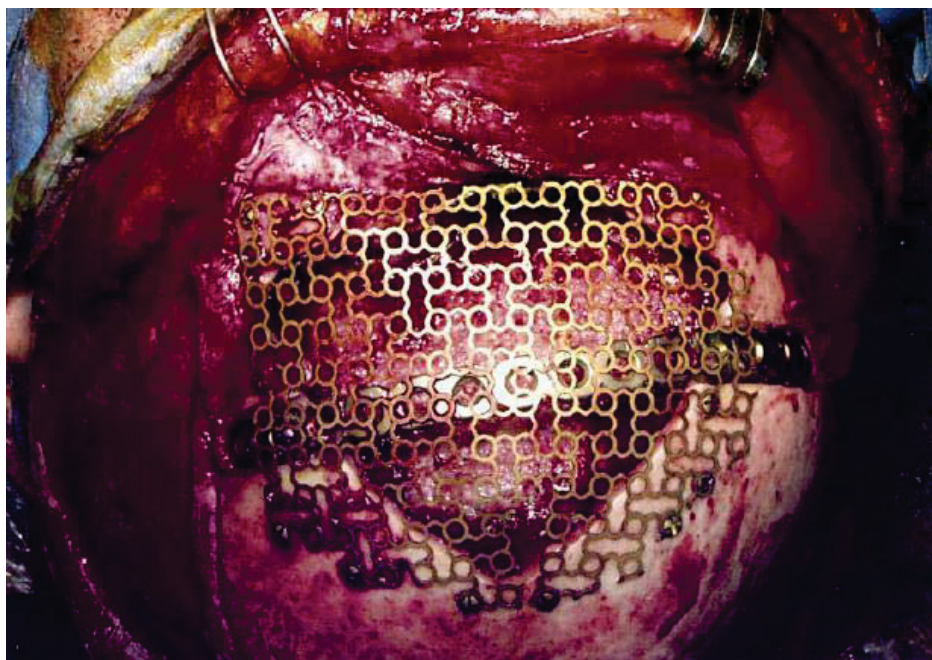


Fig. 2.5 – Implante de malha e mini-chapa de titânio para reconstrução craniofacial.
Fonte: SCHIPPER *et al.* (2004), pág. 286.



Fig. 2.6 – Simulação de restauração de parte do crânio utilizando prótese a base de polimetilmetacrilato e polihidroxietilmetacrilato: *Hard Tissue Replacement* – LORENZ. Fonte: LORENZ (2004).

Segundo SCHIPPER *et al.* (2004), o titânio pode ser utilizado em próteses de cranioplastia a partir de vários processos: tradicionalmente moldado a mão, prensado, soldando partes menores e, mais recentemente, pré-fabricado por aquisição tomográfica e subsequente utilização das tecnologias *CAD/CAM*, como podemos verificar na Figura 2.7.

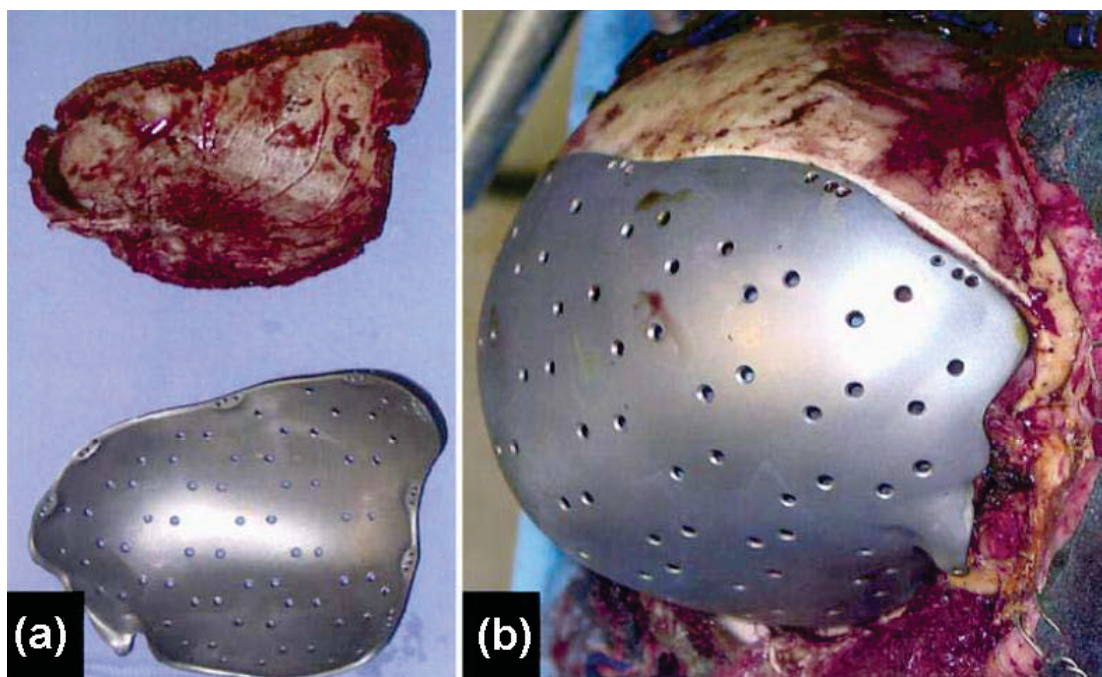


Fig. 2.7 – Implante de prótese de titânio usinada; em (a), prótese óssea removida e prótese sob medida; em (b), posicionamento da prótese no crânio.
Fonte: SCHIPPER *et al.* (2004), pág. 285.

Estudos recentes como o de LANGFORD e FRAME (2002) referem-se à comprovação de que as próteses de titânio não necessitam ser periodicamente examinadas quanto à corrosão. O estudo baseou-se na comparação entre amostras retiradas de pacientes e próteses não instaladas, num período de um mês a treze anos. Outra análise é feita por MENINGAUD *et al.* (2001), quanto ao fato da liberação de titânio nos tecidos vizinhos às próteses. Segundo a pesquisa, essa liberação dá-se pelo fato da instalação e atrito no rosqueamento dos parafusos; logo após, o material apresenta-se inerte. Assim, não se justifica a remoção dessas próteses por receio a uma continuidade da liberação de titânio ao organismo.

Vislumbrando cada vez mais possibilidades de planejamento cirúrgico, alguns autores vêm pretendendo instaurar procedimentos cada vez mais robotizados e precisos, como se percebe em WEHMÖLLER *et al.* (2001 e 2004), MEIER *et al.* (2001), MARMULLA *et al.* (2003, (a) e (b)), KORB *et al.* (2003), WU *et al.* (2003), POPOVIC *et al.* (2003), KLEIN *et al.* (2001), BRIEF *et al.* (2001), KRÓL *et al.* (2001), etc. Até melhor se consolidarem as experiências de tais pesquisadores, é mais freqüente encontrarmos remoções ósseas por meio de alternativas manuais, como pode ser observado na Figura 2.8. Por outro lado, técnicas

cirúrgicas minimamente invasivas, auxiliadas por computador já são uma realidade em muitos hospitais.

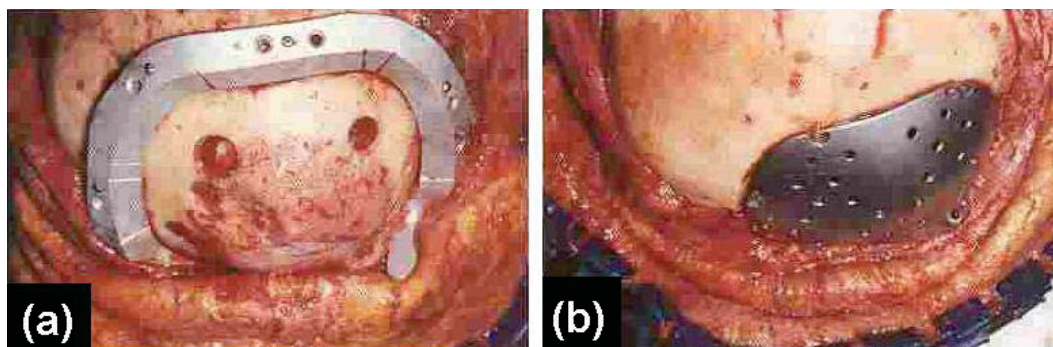


Fig. 2.8 – Remoção óssea e implante para cranioplastia. Em (a), remoção óssea por meio de gabarito para trepanação craniana; em (b), colocação do implante. Fonte: BOCHUM (2004).

Por fim, ressaltamos algumas observações encontradas em alguns autores, com relação ao ajuste das próteses rígidas, confeccionadas pré-operativamente. Basicamente pode ser destacado o que dizem WEHMÖLLER *et al.* (2003), sobre a precisão das próteses sob medida, além de KIENAPFEL *et al.* (1999), quanto aos espaçamentos que devem ser proporcionados para que haja osteointegração entre a prótese e o osso. Por mais que os sistemas de manufatura são capazes de alta precisão, deve-se procurar atender a alguns requisitos clínicos de folga nos ajustes; por outro lado, é conveniente direcionar a precisão de tais processos para acompanhar perifericamente os contornos e a superfície encontrados no defeito cranial, onde será colocada a prótese. Se os casos clínicos são fraturas, esses contornos já estarão praticamente formados e podem ser estudados no planejamento cirúrgico, com base nas imagens médicas. Entretanto, se é necessário realizar uma osteotomia³⁹ (para remoção de um tumor ósseo, por exemplo), recai sobre a mesma a precisão de tais contornos. Infelizmente, essa remoção óssea é feita manualmente, susceptível a erros, por mais que planejada antecipadamente a sua localização. Assim, para estes casos, talvez seja conveniente realizar um exame tomográfico para modelagem da prótese depois de se realizarem tais osteotomias, como foi verificado em alguns casos clínicos, durante a revisão bibliográfica.

³⁹ Manualmente, as osteotomias têm sido ajudadas por aparelhos de *estereotaxia*, além de pontos de referência nos acessos cranianos (para este último, veja-se GUSMÃO, SILVEIRA e ARANTES (2003), e RICHTSMEIER *et al.* (1995)).

No trabalho realizado por GUSMÃO, SILVEIRA e ARANTES (2003) constatam-se alguns pontos referenciais importantes para o planejamento de remoção óssea. Também CHOI *et al.* (2002) apresentam algumas marcas anatômicas que são geralmente utilizadas para comparação dimensional entre crânios humanos e que favorecem a identificação, pois são características anatômicas comuns. Entretanto, se direcionada para uma análise dimensional mais criteriosa, tal técnica, que distribui os pontos referenciais sobre a superfície do crânio, apresenta algumas limitações: algumas vezes, por não proporcionar pontos (ou pequenas áreas) de contato para os instrumentos de medição, os mesmos ficam restritos a necessidade de uma aproximação apenas visual.

Capítulo 3

FABRICAÇÃO DE PRÓTESES SOB MEDIDA

3.1 INTRODUÇÃO

A obtenção de próteses foi descrita (na seção 2.1) como se classificando em intra e pré-operativamente, segundo o aspecto cronológico em que são obtidas em relação à cirurgia. Outra classificação leva em conta o material, de acordo com a sua capacidade de ser ou não reabsorvível pelo organismo. Assim, ao se pretender simular os mecanismos de regeneração, por meio de matrizes ósseas, em que alguns biomateriais assim podem ser processados (cfr. seção 2.2.4), está-se referindo às próteses reabsorvíveis, cuja duração no organismo é temporária. Essas matrizes ósseas são confeccionadas geralmente pelo processo de deposição por camadas ou sinterização. Já as próteses cujos materiais têm baixa ou nula capacidade de serem reabsorvidos pelo organismo, obedecem ao aspecto da biocompatibilidade permanecendo inertes, mas a sua permanência no organismo não é temporária. Aqui podem ser citados a maioria dos materiais aloplásticos, processados por deposição por camadas, usinagem direta, usinagem indireta (obtenção de moldes) ou moldagem manual de moldes. Sobretudo para próteses permanentes há a preocupação por confeccioná-las sob medida. Com isto, grande importância reside na obtenção da geometria original do paciente. Segundo PENG e LOFTUS (2001), é justamente esta fase inicial de aquisição de dados a mais importante para a Engenharia Reversa (*Reverse Engineering - RE*), pois dela depende a boa reconstrução do modelo *CAD*.

Apesar de encontrarmos no mercado ferramentas *CAD* com poderosos recursos para modelagem tridimensional, em diversos casos estas formas geométricas ou superfícies desejadas são muito complexas, tornando quase impossível ou inviável o trabalho de modelagem. É o que ressaltam LEE, LEE e KIM (2002) e XINMIN *et al.* (2001) ao tratarem da Engenharia Reversa para propor a utilização de diversas técnicas de computação gráfica, processamento de imagens e visão computacional para a digitalização dessas superfícies por métodos com ou sem contato.

Segundo ARONSON⁴⁰, DUSAUSOY *et al.*⁴¹ e STANLEY *et al.*⁴², citados por FERNEDA (1999), além de ANDREUCCI (2003), a técnica da Tomografia Computadorizada (*Computer Tomography – CT*), tem ajudado a resolver não só problemas clínicos, mas também amparado a Engenharia Reversa nos casos de necessidade de visualizar e obter dados internos de peças sem ter de destruí-las, já que o procedimento por sondas ópticas ou mecânicas só caracterizam a superfície das mesmas.

Como a confecção das próteses sob medida depende dos procedimentos de aquisição de imagens médicas, neste capítulo, procurou-se abordar inicialmente alguns desses conceitos, especialmente sobre tomografia computadorizada.

3.2 MODELAGEM TRIDIMENSIONAL A PARTIR DE IMAGENS TOMOGRÁFICAS

3.2.1 Técnicas para obtenção de imagens médicas

Conforme SOUZA (2002) e PAIVA, SEIXAS e GATTASS (1999), os trabalhos que envolvem imagens médicas apresentam como premissa a utilização de imagens oriundas de Tomografia Computadorizada (TC), Ressonância Nuclear Magnética (RNM), Ultrassonografia (USG), Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET) e Tomografia Computadorizada por Emissão de Fótons Únicos (SPECT).

A aquisição dessas imagens médicas é originalmente a partir de fatias (*slices*) bidimensionais para posteriormente serem submetidas à reconstrução 3D. Com a análise do modelo tridimensional ampara-se melhor o diagnóstico, as decisões terapêuticas e de conduta

⁴⁰ ARONSON, R. B. (1996). Forward thinkers take to reverse engineering. *Manufacturing engineering*. V117. n5. p34-44. November.

⁴¹ DUSAUSOY, N. J.; CAO, Q.; YANCEY, R. N.; STANLEY, J. H. (1995). Image processing for CT-assisted reverse engineering and characterization. *Proceedings of the IEEE: International Conference on Image Processing*. Part 3. Washington, DC, USA. v3. p. 33-36.

⁴² STANLEY, J. H.; YANCEY, R. N.; CAO, Q.; DUSAUSOY, N. J. (1995). Reverse engineering and rapid prototyping for solid free-form fabrication. *Proceedings of SPIE*. Society of Photo-optical Instrumentation Engineers. Bellingham, WA, USA. v2455. p. 305-311.

cirúrgica. A seguir são mostradas algumas técnicas de aquisição dessas imagens médicas, esclarecendo a distinção entre as mesmas e dando-se maior atenção para a aquisição de imagens tomográficas.

3.2.1.1 Radiografia

Esta técnica possui baixa sensibilidade para identificar objetos com características de densidades semelhantes, além do incorreto dimensionamento na representação de uma característica interna, como mostra a Figura 3.1, em que o tamanho da característica mostra-se ampliado à medida que se encontra mais próximo da fonte de radiação (efeito de magnificação). Assim, a técnica de radiografia não resulta na obtenção de imagens médicas precisas.

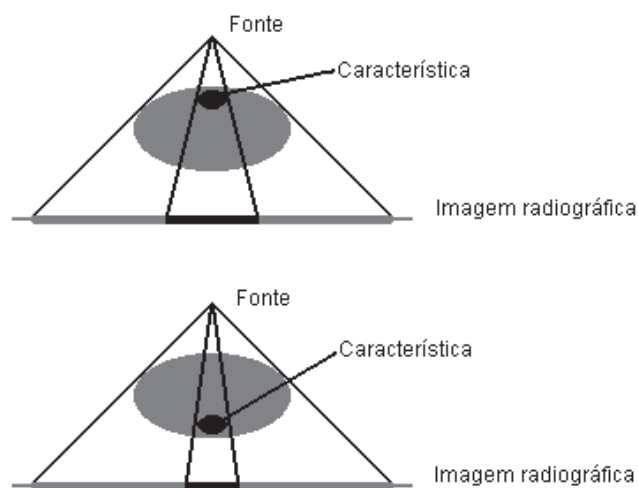


Fig. 3.1 - Característica com visualização distorcida na imagem radiográfica. Alterado de VIEIRA (2000), pág. 5.

3.2.1.2 Tomografia

Segundo VIEIRA (2000), PEREIRA (1999) e HEY (1997), a Tomografia Computadorizada é uma técnica que utiliza radiação ionizante para a análise interna de corpos, tanto na área médica como na industrial, consolidando-se como um método não destrutivo de diagnóstico não invasivo para a análise de resolução de densidade. Por isso, a maioria dos casos de cranioplastia em que se pretende reconstruir um crânio sob medida, a partir de imagens médicas, utiliza-se a tomografia como recurso mais apropriado.

O desenvolvimento da tomografia computadorizada que verifica-se hoje teve como alicerce a própria descoberta dos Raios-X⁴³ por Wilhelm Konrad Röntgen em 1895 e do trabalho do matemático austríaco Johann Radon⁴⁴, em 1917. Entretanto, somente a partir de 1956 é que ocorreu um concatenamento de pesquisas no campo da Radioastronomia⁴⁵ e, no mesmo ano, considerações e soluções matemáticas de Allan MacLeod Comarck na reconstrução de imagens por meio de projeções, aplicadas à medicina nuclear. Logo depois, em 1961, Willian H. Oldendorf⁴⁶ desenvolveu um sistema capaz de identificar os perfis das seções transversais de estruturas cranianas com radiodensidades diferentes e, em 1967, BRACEWELL e RIDDLE⁴⁷ complementam a teoria de Radon. No mesmo ano, quando Godfrey Newbold Hounsfield introduziu o computador no sistema projetado por Oldendorf, esse Tomógrafo tinha apenas aplicação em peças plásticas. Somente em 1971 aconteceria a primeira aplicação clínica com sucesso para diagnóstico de uma paciente com suspeita de tumor no cérebro. Imediatamente iniciaram-se outras pesquisas sobre os estudos do grau de exposição radiológica a que estavam submetidos os pacientes e, em 1979, Hounsfield e Cormark receberiam o prêmio Nobel de Fisiologia e Medicina.

⁴³ Conforme SARAIVA, HAMAGUCHI e KATSUYA (2002) Raio-X é uma radiação eletromagnética de comprimento de onda entre $\sim 10^{-1}$ m e $\sim 10^{-7}$ m. É muito penetrante, pouco ionizante e que pode atravessar, sem absorção apreciável, meios materiais com espessura bastante grande.

⁴⁴ RADON, J.; Über die Bestimmung von Funktionen Durch Ihre Integralwerte Längs Gewisser Mannigfaltigkeiten. Saechsische Akademie die Wissenschaften, Leipzig, Berichte Über die Verhandlungen, Vol 69, p. 262-277, 1917); demonstra matematicamente que um plano bidimensional de um determinado corpo pode ser reconstruído através de um conjunto infinito de todas as suas projeções.

⁴⁵ BRACEWELL, R. N.; Strip Integration in Radio Astronomy, Aust. J. Phys., Vol 9, p. 198-217, 1956.

⁴⁶ OLDENDORF, W. H.; Isolated Flying Stop Detection of Radiodensity Discontinuities Displaying the Internal Structural Pattern of a Complex Object, IRE Trans. Biomed. Elect., Vol. 8, p. 68-72, 1961.

⁴⁷ BRACEWELL, R.N. and RIDDLE, A.C.: 1967, Astrophys. J. 150, 427.

Segundo VIEIRA (2000), PEREIRA (1999) e HEY (1997) há também algumas razões pelas quais alavancou-se o desenvolvimento das tomografias computadorizadas, tais como encontramos hoje em dia: obter imagens de melhor qualidade, acelerar o processo da aquisição, processamento e reconstrução dessas imagens e reduzir a dose utilizada para cada exame. Estes autores tratam também das descrições segundo o tipo de *geração* dos tomógrafos. Cada uma dessas gerações adota um método de *varredura*, resultando em diferentes projetos de disposição e número de detectores, geometria do feixe e forma de aquisição de dados. A forma como são captados os raios que cruzam o corpo é justamente o que diferencia as *gerações de tomógrafos*. Assim, o primeiro sistema que foi desenvolvido tinha característica de *primeira geração* e os novos projetos receberam numeração consecutiva. Uma revisão sobre os princípios de funcionamento de cada uma das *gerações* também pode ser encontrada em ELIAS (2004, b), SABBATINI (2004) e ELBERN (2004). Atualmente os projetos evoluíram até atingirmos a *quinta geração*, com os tomógrafos chamados *helicoidais*⁴⁸, assim definidos pela trajetória que descrevem, como mostrado na Figura 3.2. Dentre estes, segundo KOPECKY *et al.* (1999), DAWSON e LEES (2001), KLINGENBECK-REGN *et al.* (1999), THIBAUT *et al.* (2001) e HU (1999), os aparelhos tomográficos *multi-slice* (MSHCT – *Multi-Slice Helical CT*) correspondem à tecnologia mais adiantada. São também esses aparelhos helicoidais que facilitam ou implementam diretamente a reconstrução do modelo tridimensional.

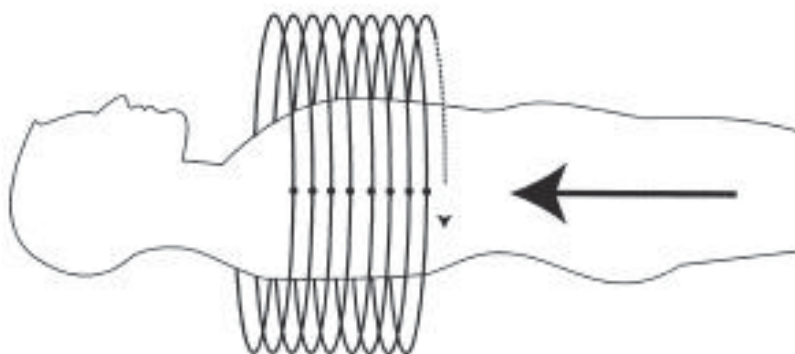


Fig. 3.2 – Trajetória descrita em tomógrafo helicoidal. Fonte: DAWSON e LEES (2001), pág. 304.

⁴⁸ Segundo PEREIRA (1999), este tipo de tomógrafo, de quinta geração, tem características semelhantes aos de quarta, porém o paciente transla, enquanto o sistema tubo-detector o circula, fazendo com que o algoritmo de reconstrução considere uma trajetória helicoidal. Possibilitam redução na dose recebida pelo paciente e reconstrução tridimensional da imagem.

Aquisição e Formação das Imagens Tomográficas

Em qualquer geração de tomógrafos, o feixe de raios-X produzido sofre *atenuação* ao atravessar o corpo em análise e acaba por atingir os detectores. Estes medem a atenuação de cada feixe em vários ângulos distintos e, em seguida, o sistema analisa a atenuação dos mesmos, dada a sua posição. Conforme a densidade das estruturas do corpo, até chegar ao detector, a intensidade de energia do feixe de Raios-X é reduzida ao atravessar o plano específico da anatomia. O valor da intensidade do feixe que chega ao detector é então medida, amplificada e digitalizada. Para cada *varredura*, é gerado um *perfil de atenuação*. Segundo HEY (1997), como as densidades das fatias anatômicas analisadas não são uniformes, a imagem obtida a partir dos perfis de atenuação não corresponde exatamente às estruturas varridas. Assim, divide-se a fatia em partes menores, até que a mesma possa ser tomada como de densidade uniforme. Então, a imagem tomográfica será constituída dessas pequenas células, representadas por *pixels*⁴⁹, cada qual mostrado numa tonalidade de escala de cinzas ou nível de brilho e que deverão representar um *Número de CT*⁵⁰. Cada *pixel* é uma representação bidimensional de um volume de tecido correspondente, análogo ao elemento de volume designado por *voxel*⁵¹ e contém a informação do material que lhe corresponde, dispondo assim uma informação das diferentes constituições internas do corpo (cfr. Figura 3.4, mais adiante). A Figura 3.3 mostra *voxels* formando uma fatia.

⁴⁹ O termo *pixel* é derivado de *picture element*. Consiste na representação bidimensional (2D) de um elemento de volume denominado *voxel* (*volume element*).

⁵⁰ Os números de CT (*CT numbers* ou simplesmente NCT), expressos em *Hounsfield units* (HU's), são índices que representam os valores de atenuação média do feixe de Raios-X associada a cada elemento de área (*pixel*). Hounsfield definiu arbitrariamente o NCT da água como 0 HU, o NCT do osso compacto como 1000 HU e o NCT do ar como -1000 HU (cfr. IEC 1223-2-6, 1994). Assim, a medida desconhecida da densidade de um dado material pode ser comparada com a dessas substâncias.

⁵¹ Segundo SOUZA (2002), um *voxel* é um elemento de volume retangular obtido quando o espaço é dividido em 3 conjuntos de planos paralelos, cada conjunto sendo ortogonal aos outros dois, de modo que cada fatia de CT é formada por um conjunto de *voxels*. A cada *voxel* estão associadas três coordenadas inteiras, representando a sua localização no espaço, e um valor denominado de densidade do *voxel*, representando alguma propriedade física do objeto, tais como: atenuação de Raios-X, concentração de radiofármacos, índice de refração, velocidade, densidade do material, opacidade, etc.

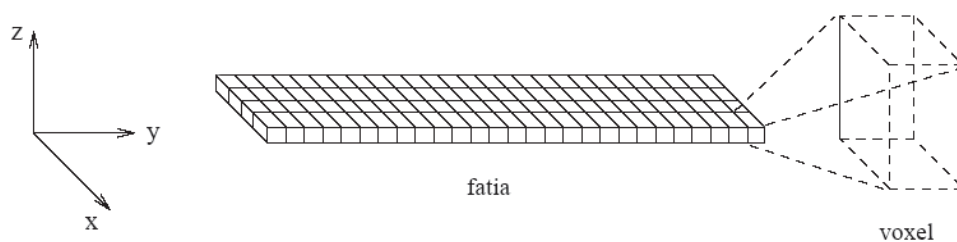


Fig. 3.3 - *Voxels* formando uma fatia. Fonte: PEDRINI (1994), Pág. 7.

Os dados de CT podem ser também reunidos em um conjunto de *voxels*, de modo a constituir um modelo. A Figura 3.4 ilustra algumas etapas deste processo: inicialmente, a captura de dados de CT em várias projeções unidimensionais, através de uma única fatia; depois, com os dados de CT para cada fatia, a reconstrução, pela constituição do modelo de *voxel* 3D. Este tema será tratado mais detidamente na seção 3.2.4, sobre reconstrução tridimensional de imagens.

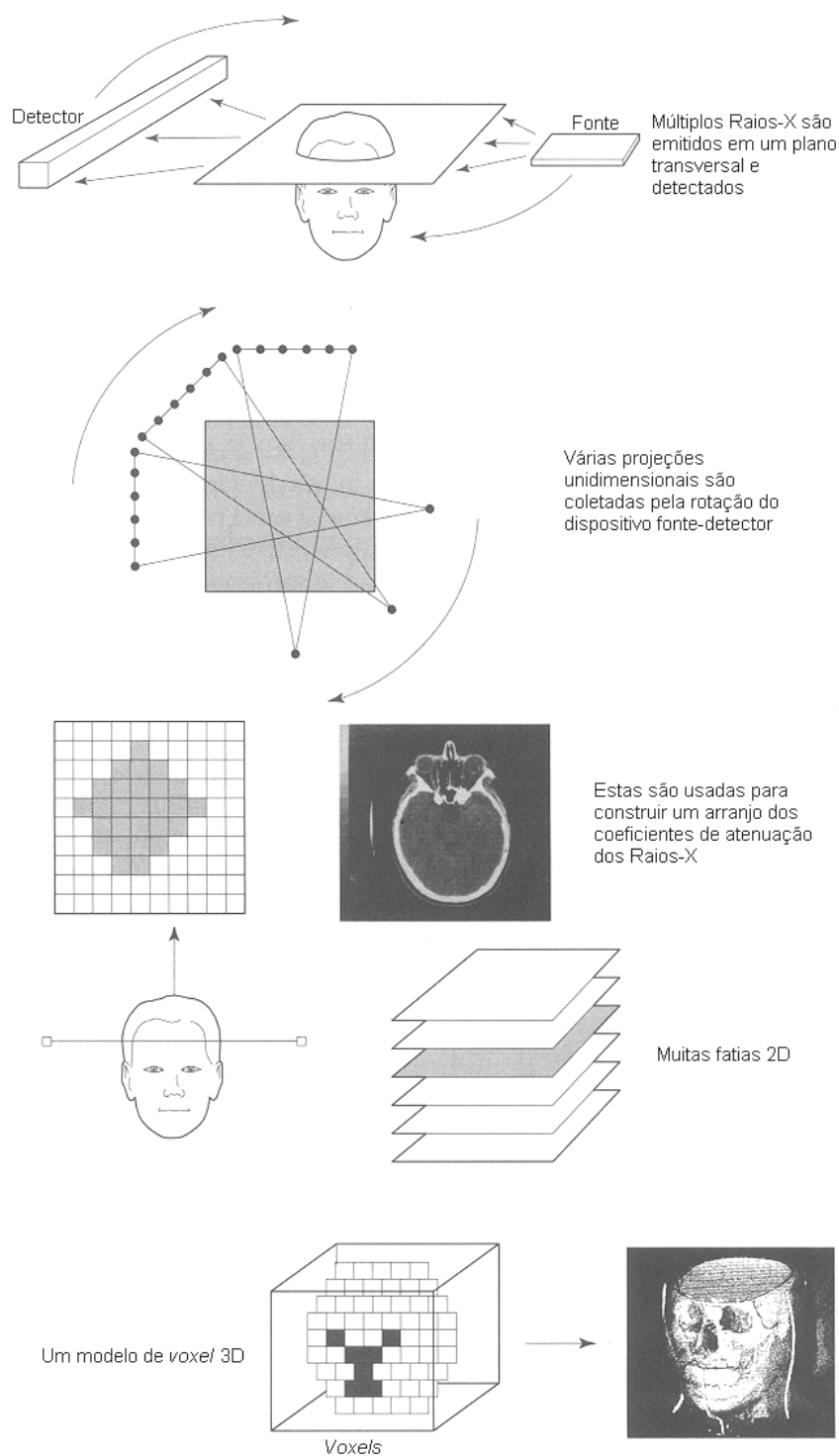


Fig. 3.4 – Etapas na constituição de um modelo de *voxels* a partir de CT. Alterado de WATT (2000), pág. 372.

Quanto ao conjunto de informações contidas nos *voxels*, podemos observar a Figura 3.5, que ilustra uma camada tomográfica com diferentes tonalidades na escala de cinzas

segundo o tipo de material ou tecido, correspondendo a *pixels* (e, portanto contornos bidimensionais) distintos.

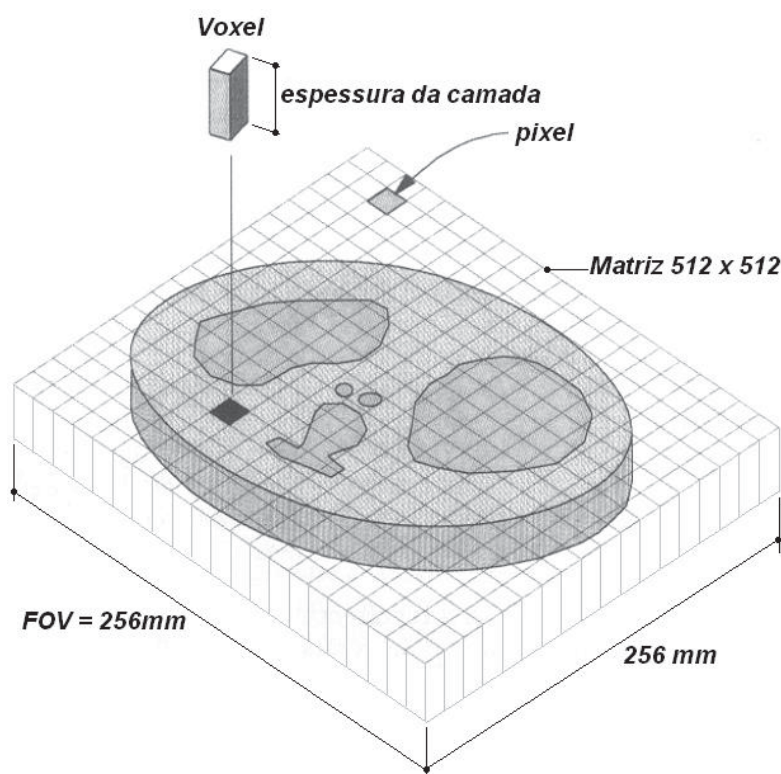


Fig. 3.5 – Camada tomográfica. Alterado de BUSHBERG (1994), pág. 242.

Segundo PAIVA, SEIXAS e GATTASS (1999), a maioria dos *scanners CT* tradicionais geram imagens de 512 x 512 *pixels* para representar cada fatia, com o *pixel* representando porções de 0,5 a 2 mm do paciente. Em geral são utilizados 2 *bytes* para representar a intensidade de cada *pixel*.

Fatores que Afetam a Qualidade da Imagem

Segundo HEY (1997), dentre os fatores que afetam a qualidade da imagem, alguns podem ser manipulados pelo operador e são designados por parâmetros de varredura:

- *Miliampère-Segundo* (mAs): produto dos fatores *corrente do tubo* (miliampère) e *tempo de varredura* (s). Este fator pode delimitar a máxima informação para a menor radiação possível para o paciente.

- *Kilovolt-pico (kVp)*: regulagem da intensidade do feixe de Raios-X e conseqüente capacidade dos mesmos para penetrar numa dada fatia anatômica. Na maior parte dos tomógrafos encontra-se fixo em 120 kVp.
- *Espessura do corte*: na formação da imagem, a espessura de varredura do *voxel* é convertida em informações médias planificadas. Assim, quanto maior for a espessura do corte, maior será a aproximação das informações e conseqüentemente maior o erro no valor do *NCT*, principalmente para tecidos não homogêneos. A Figura 3.6 apresenta a espessura “*h*” na fatia com o valor médio representado pela linha tracejada. Verifica-se que a linha tracejada representa os dados de CT (densidade do tecido, por exemplo) como uma média de todos os valores (níveis de cinza) dispostos ao longo da espessura. A *espessura do corte* é dada pela abertura do colimador e segundo ELIAS (2004, b), varia de 1 mm (ouvido, sela túrcica, etc.) a 10 mm (abdome, cérebro, etc). A *espessura do corte* não deve ser confundida com o *espaçamento entre camadas*, representado pela letra *Z* (Figura 3.6).

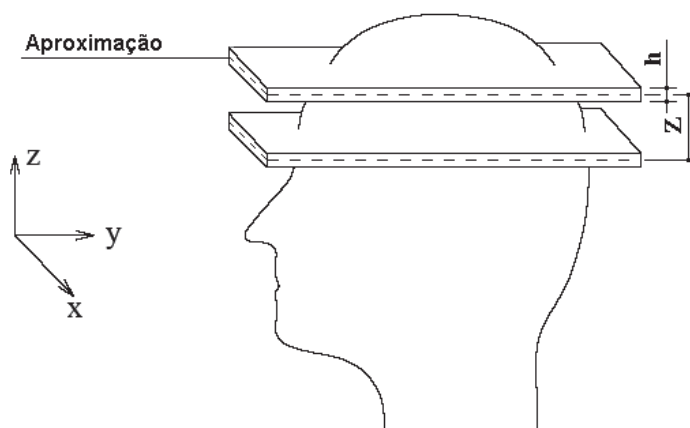


Fig. 3.6 – Espessura do corte (*h*), aproximação e espaçamento entre camadas (*Z*).

Alterado de: PEDRINI (1994), Pág. 7.

- *Campo de visão (Field of View - FOV)*: é a região de interesse selecionada. Com o aumento do *FOV*, aumenta-se o tamanho de cada *pixel* e diminui a resolução e a capacidade para distinção de tecidos diferentes. Por exemplo, utilizando os dados da Figura 3.5, num exame de cabeça com *FOV* de 256 mm e matriz de 512 x 512, o tamanho do *pixel* é 0,5 mm.

- *Algoritmo de reconstrução da imagem*: geralmente os fabricantes fornecem várias opções de algoritmos para reconstrução ótima das imagens, bem como para os diferentes tipos de tecidos examinados.
- *Artefatos*: estrutura presente na imagem que não seja oriunda do objeto varrido, mas sim ocasionada na aquisição (por movimento do paciente, desalinhamento ou instabilidade mecânica na unidade de varredura, materiais inerentes ao paciente) ou na manipulação das imagens, proporcionando prejuízo na qualidade da mesma e podendo interferir na sua interpretação (quanto ao reconhecimento de dados anatômicos ou processos patológicos).

Conforme HEY (1997), há ainda alguns parâmetros físicos mais significativos envolvidos na qualidade da imagem, tais como:

- *NCT* água: além da existência de uma escala de atenuação (conforme visto no tópico anterior, sobre a aquisição e formação das imagens tomográficas), torna-se também necessário referir os *Números de CT* relativamente à atenuação de substâncias conhecidas. Utiliza-se a água, por se tratar de uma das substâncias definidas na escala HU e por não ter atenuação (0 HU). Geralmente os fabricantes de tomógrafos dispõem a calibração do algoritmo que gera o *NCT*, mas dependente de um adequado procedimento de calibração⁵².
- *Ruído*: é fortemente afetado pela técnica selecionada (*kVp*, *mAs*, *tempo de exposição*), tamanho do *pixel*, *espessura do corte* e *tamanho do objeto* (corpo). É definido que os *Números de CT* em uma determinada *Região de Interesse (ROI)* de um material uniforme, possam variar segundo um desvio padrão estabelecido (para o valor médio dos *NCT* dessa região).
- *Linearidade*: define o quanto varia o *NCT* de um material uniforme com o *coeficiente de atenuação linear* (μ) deste material.
- *Resolução*: refere-se à *resolução Espacial* (também chamada de *Alto Contraste*, para distinção de dois objetos ou estruturas separadas) e a *Resolução de Baixo Contraste* (também chamada *Sensitividade*,

⁵² Os dispositivos de ensaio são designados por ‘objetos simuladores’ ou *phantoms*. Os procedimentos de calibração ainda prevêm a frequência e os limites para a sua realização.

Detectabilidade ou *Resolução Tecidual*, capaz de exibir pequenas variações no contraste de tecidos).

De modo geral, quanto maior o número de *pixels* em uma imagem, melhor será a sua resolução. Ressalta ELIAS (2004, b) que ainda hoje a resolução espacial dada pelas imagens analógicas, como, por exemplo, os Raios-X simples, é muito maior do que a que se obtém através das imagens digitais. Afirma ELBERN (2004) que resoluções axiais típicas são da ordem de 0,7 a 1,5 mm; entretanto, sugere que a resolução possa ser melhorada com a diminuição do *FOV* ou com o aumento do tamanho da matriz e que a resolução na direção sagital depende da espessura da fatia.

Deve-se também ter em conta que os aparelhos helicoidais são capazes de melhores resoluções e, segundo KOPECKY *et al.* (1999), DAWSON e LEES (2001), KLINGENBECK-REGN *et al.* (1999), THIBAUT *et al.* (2001) e HU (1999), ainda mais nos aparelhos *multi-slice*.

Recorda ELIAS (2004, b), que a resolução *tecidual* – geralmente maior para os métodos de imagem seccionais digitais – pode também variar de acordo com o local do corpo que está sendo estudado. Assim, pode-se por exemplo verificar uma alta resolução em CT quando se trata de tecidos duros, que não ocorre para tecidos moles, onde a Ultra-sonografia e a Ressonância Nuclear Magnética são mais aconselháveis.

- *Dose*: diretamente ligada à qualidade da imagem, no que se refere a aumentar a *resolução* ou diminuir o *ruído*, pode, entretanto, prejudicar o paciente por uma excessiva exposição aos Raios-X. Deve-se, portanto ponderar corretamente uma resolução suficiente e uma dose mínima para o paciente. Comenta ELBERN (2004) que o perfil de dose num exame pode variar de fatia para fatia ao longo do “eixo” do paciente. Valores típicos de dose para uma única fatia são 40 mGy (4 rads) para um exame de cabeça, ou 20 mGy (2 rads) para exame de corpo, sendo que esses valores estendem-se (espalhamento no paciente) além dos limites da fatia.
- *Espaçamento entre camadas (Z)*: este fator refere-se à dimensão Z, mostrado na Figura 3.4. Os mais usuais são 1,5 mm, 3 mm, 4,5 mm, 6 mm, 9 mm, 10 mm e 12 mm. O espaçamento – dado pelo deslocamento da mesa –, determinará se vai ocorrer intervalo entre os cortes (*espessura do corte* menor

que o valor do *espaçamento*), superposição (*espessura do corte* maior que o valor do *espaçamento*) ou cortes contíguos (*espessura do corte* igual ao valor do *espaçamento*). A rotina é o corte contíguo, comenta ELIAS (2004, b), mas usam-se intervalos nos longos exames de triagem de neoplasia, com estudo combinado de tórax e abdome, por exemplo. Já a superposição é usada quando se precisa de alto detalhamento nas reconstruções.

- *Posicionamento do Suporte* do paciente, *Alinhamento da Luz* e *Indexação do Suporte* do paciente: realizados para complementar os ensaios de *espaçamento entre camadas*. Ao solicitar uma sequência de dez varreduras, posteriormente se verifica se as distâncias entre os centros das varreduras (*Z*) são coincidentes com os deslocamentos (cfr. LIN e BECK (1993)).

Janelas em CT

A manipulação dos parâmetros da *Janela* refere-se à alteração da escala de cinzas para melhor visualização da imagem. Essa alteração acontece nos *NCT* que compõem a imagem, para proporcionar melhor distinção das estruturas. Recorda ELBERN (2004) que, por convenção, altos valores de CT são mostrados como branco e baixos como preto.

Basicamente essa manipulação pode ser feita de duas formas: alterando-se a *largura da janela* (determina o número máximo de tons de cinza na imagem) ou o *nível da janela* (seleciona o valor central da escala de *NCT* e é posicionado sobre a largura da janela). O trabalho de ELIAS (2004, b) faz uma clara explicação sobre a necessidade das mesmas: inicialmente, recorda que a nossa percepção visual seria equivalente a 16 tons de cinza, sendo que os microcomputadores apresentam um espectro de 256 tons e o do corpo, de 2000 HU. Devido à essa desproporção, não é possível diferenciar todo o espectro do corpo em uma única imagem. Assim, escolhe-se uma faixa de apresentação de tons de cinza que privilegie grandes ou pequenas diferenças, conforme se necessite. Ao escolher-se uma *janela larga*, significa que serão representadas centenas de valores de densidades para cada tom de cinza, o que resulta na visualização apenas do que é muito diferente. Com uma *janela estreita*, são representadas poucas unidades de densidade na mesma escala de tons de cinza, aumentando a capacidade de ver detalhes, mas perdendo a de diferenciar todos os tecidos. Outra distinção que aborda o autor é a do *centro* (*nível da janela*). Comenta que a *janela larga* para osso tem largura de 2000 HU e centro de 300 a 600 HU. Distingue-se dos casos em que se deseja estudar o pulmão, em que a largura é em torno de 2000 a 4000 HU e centro em torno de -600

HU. Assim, o centro (*nível*) da janela fica na média das estruturas que se quer ver melhor. Pode ocorrer ainda que para um melhor diagnóstico clínico, opte-se por realizar no exame um filme com janela de partes moles e outro com janela para tecidos duros (ossos). A Figura 3.6 mostra em (a) as *janelas* para tecido mole e em (b) uma representação aproximada da graduação utilizada para cada substância.

Conforme SEERAN⁵³, citado por HEY (1997), para conter os *NCT* de gordura, fluidos e músculos, as varreduras de corpo são normalmente realizadas com *NCT* de 350 a 600 HU; por outro lado, varreduras de esqueleto e pulmão são feitas de 1000 a 2000 HU para incluir espaços de ar e artérias nas varreduras do pulmão, e igualmente córtex e medula nas do esqueleto. Janelas estreitas (50 a 350 HU) são designadas para diferenciar tecidos leves, como as matérias branca e cinza do cérebro. A Figura 3.7 (a) exibe uma representação quanto a *largura da janela*, que determina o intervalo do preto ao branco e o *centro da janela* como valor intermediário; a Figura 3.7 (b) reúne alguns valores na escala *HU*, segundo o tipo de tecido.

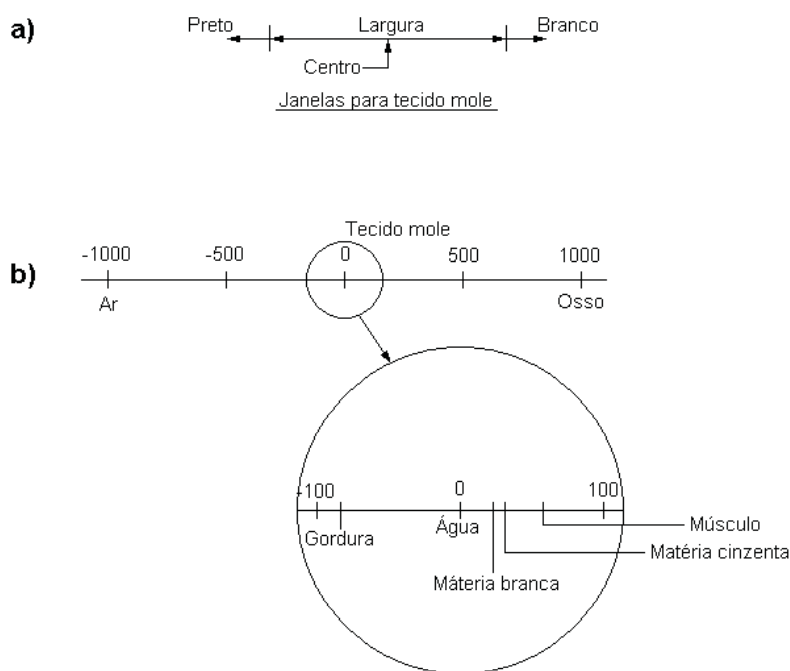


Fig. 3.7 – Escala das *janelas* em *CT*. Em (a), representação quanto à largura da janela; em (b), valores na escala *HU* segundo o tipo de tecido.

Alterado de ELBERN (2004), slide 21.

⁵³ SEERAN, E.; Computed Tomography. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1994.

Para exames que não se dão *in vivo*, geralmente os tecidos a serem reconhecidos são apenas a parte óssea e o ar. Assim, estipula-se janela larga de 2000 HU e centro de 300 a 600 HU, designação de uma *janela óssea*.

Tempo em CT

A cada *geração* de tomógrafos foi possível implementar uma redução no tempo do exame. Afirmam PAIVA, SEIXAS e GATTASS (1999) e ELIAS (2004, b), que o tempo por corte (camadas) nos aparelhos de primeira geração era cinco minutos; passou para 10 a 90 segundos na segunda geração, mas nos aparelhos mais lentos era impossível manter a apnéia (pausa na respiração) durante o corte, ficando destinado apenas para estudo do Sistema Nervoso Central. Depois, nos aparelhos da terceira geração, esse tempo passou para 1 a 5 segundos. Os de quarta geração chegavam a fazer em um segundo o corte e, como tratam KLINGENBECK-REGN *et al.* (1999) e DAWSON e LEES (2001), o tempo por corte agora é inferior a um segundo nos tomógrafos helicoidais, sobretudo os *multi-slice*, favorecendo não só a reconstrução tridimensional, mas também possibilitando atualmente a visualização dos cortes em vários planos, com ótima distinção dos tecidos e proporcionando múltiplas funções para diagnóstico clínico, conforme mostram KOPECKY *et al.* (1999).

3.2.1.3. Ressonância Nuclear Magnética

A técnica utiliza um campo magnético de alta intensidade e ondas de rádio para obter as imagens. Há muitas vantagens existentes nos exames de *MRI*, se comparados aos outros métodos de aquisição de imagens médicas. Sobretudo porque oferece múltiplas possibilidades de manipulação do sinal, é possível obter imagens muito diferentes para um mesmo tecido, o que possibilita estudar vários aspectos do mesmo.

A comunidade científica ressalta algumas limitações, normas de segurança e contra-indicações para o método, como SANTOS (2004). Este e outros autores, como PAIVA, SEIXAS e GATTASS (1999), além de SABBATINI (2004), abordam tanto o princípio de aquisição da imagem como também os campos de sua aplicabilidade, vantagens e desvantagens. Este tipo de exame não é favorável para o trabalho aqui abordado, uma vez que, pela aquisição da imagem se dar a partir dos prótons de hidrogênio, não detecta calcificações e osso cortical.

3.2.1.4. Ultra-sonografia

A ultra-sonografia é um método de diagnóstico que utiliza energia acústica para formar as imagens do objeto de estudo. O princípio de funcionamento é o mesmo do SONAR (*Sound Navigation and Ranging*), utilizado na 2ª Guerra Mundial. Segundo PAIVA, SEIXAS e GATTASS (1999), neste método, um pulso sonoro de curta duração e frequência fixa (entre 1-15 MHz) é emitido através do objeto por fontes em contato com o mesmo. Os autores recordam que a ultra-sonografia mais comum (bidimensional) é a que utiliza a fonte e o receptor de ondas sonoras montados em um aparelho de mão.

Neste tipo de exame é muito grande a quantidade de *artefatos* na formação das imagens, acarretando uma visualização pobre da região de interesse. Segundo ELIAS (2004, a), a qualidade destas imagens impossibilita a utilização direta dos métodos de visualização tradicionalmente empregados em *CT* e *MRI*, fato este que também o exclui como método que satisfaça as necessidades do estudo de caso prático abordado.

3.2.1.5. Medicina Nuclear

Segundo PAIVA, SEIXAS e GATTASS (1999), em exames de medicina nuclear, uma fonte radioativa é injetada no paciente, que é colocado em um detector (Câmera Gama) para realizar medidas da radiação emitida pelo seu corpo. Através do controle da substância injetada podem ser realizadas imagens de vários aspectos do paciente. Os autores afirmam que, pela impossibilidade de se utilizar altas taxas de radiação, as imagens geradas são de baixa resolução e grande quantidade de ruído.

Os métodos mais comuns de medicina nuclear são a Tomografia por Emissão de Pósitrons (*PET – Positron Emission Tomography*) e a Tomografia Computadorizada por Emissão de Fótons Únicos (*SPECT – Single Photon Emission Computed Tomography*).

3.2.2. Padrão para formatação das imagens

Segundo BAKKER (1991), os hospitais de grande e médio porte, visando melhorar a qualidade do serviço e o atendimento dos pacientes, utilizam a integração de seus sistemas de informação para que estes sigam os conceitos adotados mundialmente, que são: Sistema de

Informação Hospitalar (“*Hospital Information System – HIS*”), Sistema de informação em Radiologia (“*Radiology Information System – RIS*”) e Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens (“*Picture Archiving and Communication System – PACS*”)⁵⁴.

Afirma MATOS (2001) que essa integração possibilita a criação de sistemas de gerenciamento de imagens e redes locais de larga escala, permitindo que as informações dos pacientes e as imagens sejam compartilhadas e que seja feita a visualização local e remota. Além disso, os dados podem ser vistos em múltiplos locais simultaneamente.

Desde 1985, foi estabelecida a primeira versão do padrão *DICOM*⁵⁵ (“*Digital Imaging and Communication in Medicine*”), como padrão para transferência de imagens e informações associadas.

Afirma MATOS (2001) que o padrão *DICOM* diferencia-se dos outros formatos de imagens (tais como *JPEG*, *TIFF*, *GIF* e outros), por permitir que as informações dos pacientes sejam armazenadas juntamente com a imagem de forma estruturada. Isto é, elas são armazenadas contendo delimitadores, conhecidos como “*tags*”, que identificam e limitam as informações. A imagem propriamente dita no padrão *DICOM* é baseada no formato *JPEG*, com ou sem compressão, dependendo do equipamento que a gerou.

A grande vantagem dessa estrutura é permitir a leitura do arquivo e extração das informações necessárias para uma comunicação direta, ou seja, gerenciar as imagens e informações dos pacientes de forma coerente, mantendo sua integridade.

⁵⁴ cfr. BUENO (2001). Pode-se encontrar ferramentas deste tipo em DESACC (2003).

⁵⁵ Segundo FRITZ (1999), citado por MATOS (2001) o *DICOM* é um padrão para comunicação e armazenamento de imagens médicas e informações associadas, atualmente utilizado por quase todas as modalidades de imagens médicas. O padrão *DICOM* contém uma arquitetura para troca de informações entre modalidades e também definições de protocolos de comunicação. O padrão foi desenvolvido por um comitê de trabalho, formado por membros do ‘*American College of Radiology*’ (ACR) e da ‘*National Electrical Manufacturers Association*’ (NEMA) que iniciou os trabalhos em 1983, o qual foi organizado com o intuito de desenvolver um padrão para comunicação digital de informações e imagens. O comitê publicou a primeira versão em 1985, que foi chamada de ACR-NEMA 300-1985 ou (‘*ACR-NEMA Version 1.0*’), e a segunda versão em 1988, chamada de ACR-NEMA 300-1988 ou (‘*ACR-NEMA Version 2.0*’). A terceira versão do padrão, nomeada de *DICOM 3.0*, apresentada em 1993, quando foi substancialmente enfatizado o conteúdo alterado, discutidos alguns problemas da primeira e da segunda versão e criados novos processos, principalmente o protocolo de comunicação para rede.

Além dos procedimentos NEMA, foi desenvolvido em ligação com outras organizações, nomeadamente a CEN TC251 na Europa e a JIRA no Japão, tendo também sido revisto por outras organizações, tais como a IEEE, a HL7 e a ANSI nos EUA.

Informações recentes podem ser verificadas em NEMA (2004), DICOM (2004) e DICOMSTD (2004).

Como os *softwares* próprios das máquinas tomográficas são muitas vezes restritos com relação aos formatos públicos, geralmente utilizam-se conjuntamente outras ferramentas mais flexíveis existentes no mercado, como, por exemplo, o pré-processador “*NIH-Image*”⁵⁶, conforme utilizado por MEYER *et al.* (2002).

Alguns sites como DESACC (2003) e BARRÉ⁵⁷ (2003) possibilitam a conversão de imagens *DICOM* em vários outros formatos públicos. A Figura 3.8 exibe uma amostragem dos trabalhos exibidos no site BARRÉ (2003), que emprega algumas ferramentas para conversão de formato das imagens e também aborda a visualização⁵⁸ dos modelos tridimensionais de várias maneiras possíveis, de acordo com o interesse.

⁵⁶ Consta de um produto para *Macintosh*. Uma pesquisa na Internet possibilitou encontrar o correspondente *software* numa versão *for Windows*, o chamado “*Image J*” (*Image Processing and Analysis in Java*).

⁵⁷ Encontra neste site um *link* para a utilização de um ‘*free comand-line*’ chamado “*dicom2*” e que possibilita a conversão do formato *DICOM* para vários outros. O site recolhe também amostragens de imagens tomográficas.

⁵⁸ Um pacote de ferramentas para visualização livremente disponível é o VTK (2003), geralmente para processamento de modelos tridimensionais e também aplicável à área médica.

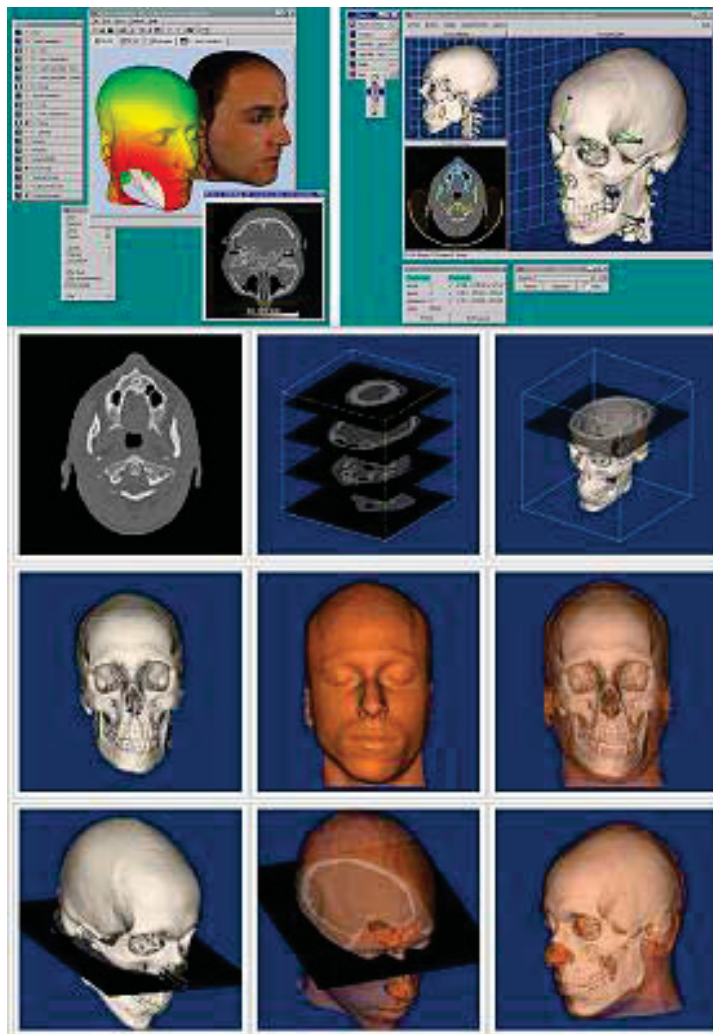


Fig. 3.8 – Diferentes modos de visualização tridimensional de um crânio humano.
Adaptação de BARRÉ (2003).

3.2.3. Técnicas Representação de Contornos

Primeiramente faz-se necessária uma breve explicação sobre o termo “fatia”. No tópico sobre aquisição e formação das imagens tomográficas, foi mencionado o termo *fatia* levando-se em conta que a mesma possuía uma espessura (“espessura de corte”); de fato, a comunidade acadêmica da área assim o faz, mas está implícito que se refere a *voxels* formando uma fatia, como foi visto. Após o processo de aquisição, as imagens são armazenadas na forma bidimensional, representando uma média das características ao longo da espessura da *fatia* formada de *voxels*.

Porém, entendendo-se que uma *fatia* corresponde a uma imagem bidimensional de uma seção transversal de um objeto sólido, PAIVA, SEIXAS e GATTASS (1999) sugerem que, dada uma fatia U_k , as imagens do conjunto de contornos C_k contidos nesta fatia podem ter uma representação matricial (*raster*) ou poligonal (vetorial). A Figura 3.9 exibe os elementos ou amostras C_k , $k = 1, 2, \dots, n$, que podem ser compostos, em cada fatia U_k , por uma ou mais curvas fechadas. Cada fatia U_k corresponde a um plano de coordenada $Z = Z_k$ e intercepta a superfície S precisamente nos contornos C_k .

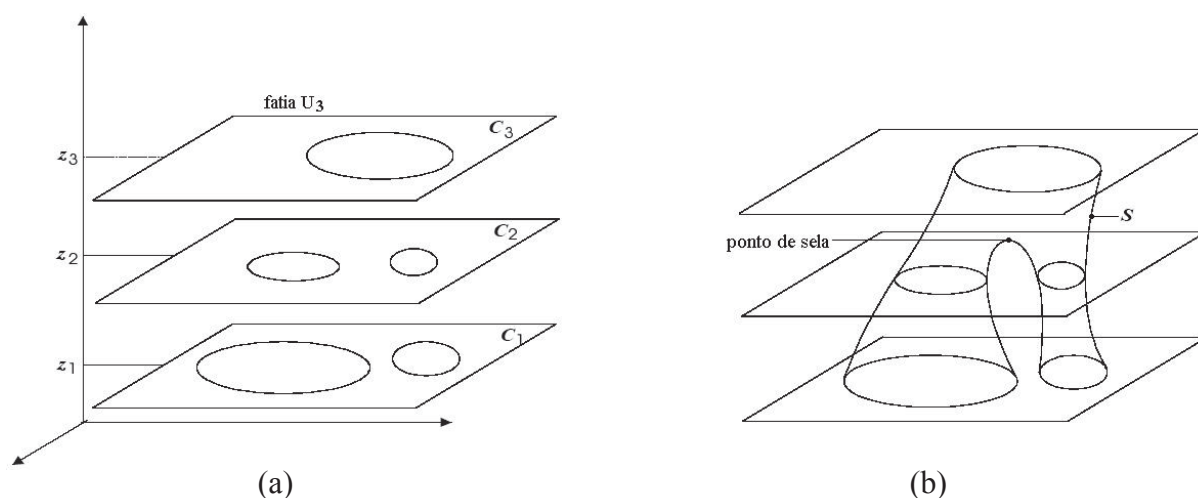


Fig. 3.9 – Reconstrução de uma superfície a partir de contornos. Em (a), contornos sobre fatias; em (b), superfície reconstruída (S).

Alterado de: PEIXOTO e GATTASS (2000), pág. 2.

Na representação matricial (ver Figura 3.10 (a)), a imagem do contorno se dá através de uma matriz de células (*pixels*) onde o valor de cada pixel representa seu nível de cinza, contendo, portanto as características de luminosidade e cor. Segundo SOUZA (2002), esse formato é mais simples, no entanto ocupa mais espaço na memória do que o formato poligonal. Já na representação poligonal, cada contorno do conjunto C_k é constituído por um conjunto de pontos P_1, P_2, \dots, P_n que representam parâmetros de suas formas geométricas (ver Figura 3.10 (b)).

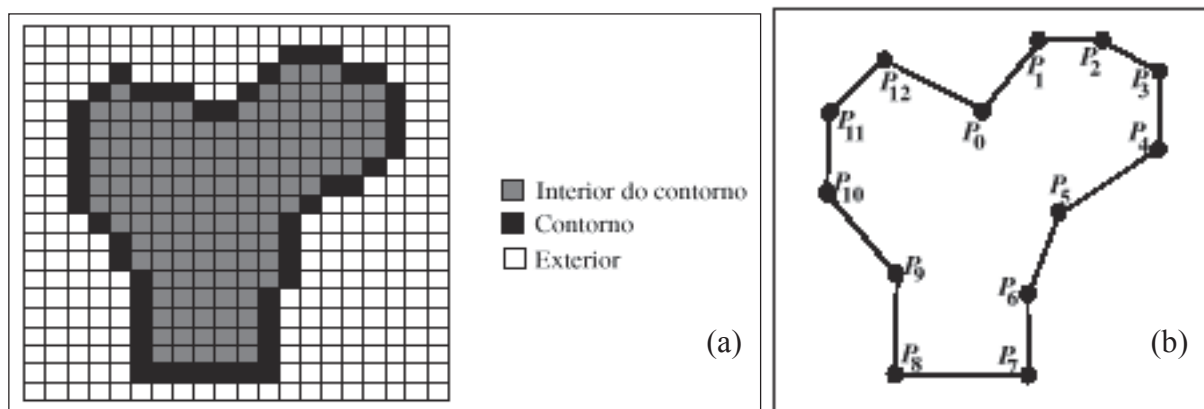


Fig. 3.10 – Representação de contornos. Em (a), contorno de representação matricial; em (b), contorno de representação poligonal. Fonte: PEIXOTO E GATTASS (2000), págs 7 e 8.

A maioria dos métodos de reconstrução utiliza representação poligonal dos contornos para gerar uma malha triangular (*triangulação*) entre os mesmos. Para o caso dos contornos encontrados não estarem bem definidos, utiliza-se algum processamento extra para sua melhor definição, como técnicas de *segmentação* de imagens e *extração de arestas*.

3.2.4. Técnicas para Reconstrução 3D

Segundo PEDRINI (1994), as técnicas empregadas para reconstrução computadorizada de modelos tridimensionais a partir de fatias podem ser agrupadas em duas categorias: *métodos baseados em superfície* e *métodos baseados em volume*. Pode-se encontrar uma revisão sobre tais métodos, além de uma perspectiva histórica em PEIXOTO e GATTASS (2000); sobretudo para o método baseado em superfície, veja-se SOUZA (2002), KLEMT e INFANTOSI (2000) e PAIVA, SEIXAS e GATTASS (1999).

- *Métodos baseados em volume*: a principal área de atuação é a médica, mas exige-se maior custo computacional. Geralmente os *softwares* das máquinas tomográficas prevêm a utilização de estações de trabalho compatíveis com as solicitações de reconstrução por este método. Segundo PEIXOTO e GATTASS (2000), os dados volumétricos são geralmente tratados como uma matriz de *voxels* e estes métodos de reconstrução (que na verdade apenas geram imagens) são usados principalmente para visualizar objetos amorfos como gases, dados

geológicos e até mesmo estruturas humanas sem forma definida como sangue e gordura. Além da grande quantidade de dados processados, em muitos métodos, uma vez iniciado o processo de reconstrução, não há como interrompê-lo até que a imagem final do objeto seja gerada. E isto pode ser um processo muito demorado. Alguns dos métodos de reconstrução de volumes são o *ray-casting* e o *shear-warping*, que fazem parte dos algoritmos de renderização direta⁵⁹.

- *Métodos baseados em superfície*⁶⁰: através da aproximação das superfícies entre contornos pertencentes às seções transversais dos objetos. Neste método, as informações internas do objeto não são consideradas e, portanto implica na menor armazenagem e processamento de dados⁶¹. Geralmente aplicam-se à reconstrução de objetos morfológicamente bem definidos. As informações das fatias são utilizadas para definir o conjunto de contornos que, por sua vez, podem ser interpolados para gerar superfícies. Segundo PEIXOTO e GATTASS (2000), a partir de atributos como a função de densidade, é feita uma busca nas fatias do volume, para definir o conjunto dos contornos que irá delimitar a superfície do volume. A partir da definição destes contornos é aplicado algum método de interpolação⁶² para reconstruir a superfície do objeto. Uma vez construída a superfície, também podem ser aplicadas técnicas de renderização conhecidas para visualizar o objeto. Existem duas técnicas conhecidas de métodos de reconstrução de superfície, as quais SOUZA (2002) faz também uma boa síntese e que recolhemos mais sucintamente como segue:

⁵⁹ Segundo PAIVA, SEIXAS e GATTASS (1999), a classificação de técnicas de visualização de volumes mais comum na literatura é a baseada na representação dos dados para renderização. Com base nesta abordagem temos as técnicas de visualização através de renderização de volumes (direto), extração de superfícies e técnicas híbridas.

⁶⁰ Utilizam algoritmos de extração de superfícies (iso-superfície ou *surface fitting*).

⁶¹ É possível encontrarmos no mercado *softwares* executáveis em máquinas não tão robustas como as necessárias pelos métodos baseados em volume.

⁶² Segundo PAIVA, SEIXAS e GATTASS (1999), os algoritmos de extração de superfícies tipicamente ajustam uma superfície, discretizada em polígonos, a pontos de isovalor dentro dos dados volumétricos. O processo se inicia com a escolha por parte do usuário de um valor de limiarização (*thresholding*). Então, primitivas geométricas são ajustadas automaticamente aos pontos por onde deveria passar a superfície de valor especificado. Após a definição da isosuperfície são utilizados os métodos tradicionais de renderização de polígonos para realizar a visualização do volume.

- *Técnicas de interpolação não lineares*⁶³: utilizam para reconstrução uma família de curvas paramétricas, tais como *Hermite-Coon*, *Bezier* e *B-Splines*, que são utilizadas para representar as superfícies;
- *Técnicas de interpolação lineares*: em que um objeto é representado por uma pilha de contornos, e a superfície limite do objeto é formada por uma coleção de faces triangulares entre cada dois contornos consecutivos. Uma técnica de interpolação linear bastante conhecida é a da “triangulação”. Um estudo mais detalhado sobre as técnicas utilizadas para reconstrução de superfícies geradas a partir de imagens tomográficas pelo método da *triangulação* pode ser encontrado em SOUZA (2001 e 2002).

Por outro lado, de PEIXOTO e GATTASS (2000), apresentam outra classificação: entre os métodos para reconstruir superfícies destacam-se os *métodos heurísticos* e os *métodos implícitos*. Os *métodos heurísticos*, que utilizam a representação poligonal para os contornos, reconstroem a superfície a partir de um conjunto de heurísticas pré-estabelecidas e consistem em três etapas para a reconstrução: 1. *correspondência* (para saber qual contorno de uma fatia deve ser conectado a qual outro de uma fatia adjacente), 2. *geração da malha ou Tilling* (geralmente malha de triângulos entre os contornos correspondentes, de modo que a superfície é reconstruída entre esses contornos) e 3. análise da ocorrência de *Bifurcações ou Branching* na superfície (que ocorre quando um contorno em uma fatia corresponde a mais de um contorno da fatia adjacente). Os *métodos implícitos* utilizam representação matricial ou poligonal. Nestes métodos são definidas funções, chamadas de field functions, sobre as fatias. Estas funções são interpoladas para gerar uma função implícita F , de modo que a superfície reconstruída S é a isosuperfície $F=0$. A interpolação de F pode ser feita global ou localmente em relação às fatias. Nestes métodos as bifurcações são detectadas automaticamente, o que é uma grande vantagem em relação aos métodos heurísticos. Porém, a superfície reconstruída não possui necessariamente uma representação por bordo (malha), sendo necessária uma etapa de pós-processamento, caso se deseje gerar a malha da superfície.

A comunidade científica de modelagem geométrica e Computação Gráfica traz atualmente muitos artigos que têm como foco, dentre outros, a reconstrução de superfícies

⁶³ Segundo SOUZA (2002), embora do ponto de vista matemático e computacional esses métodos sejam muito complexos, eles oferecem uma eficiente representação do objeto, fornecendo propriedades matemáticas muito úteis para análise, tais como localização e curvatura de pontos na superfície.

para aplicações médicas, conforme relatam KIM e FISCHER (2002). Segundo WU (2002), também no Brasil podemos encontrar conjuntamente comunidades de Computação Gráfica, Processamento de Imagens, Visão Computacional e áreas relacionadas⁶⁴. Basicamente, para os métodos baseados em superfície, que também é o foco do estudo de caso, foram utilizados alguns *softwares* capazes de realizar (após a aquisição das imagens digitais) o pré-processamento e segmentação. Assim, a descrição das técnicas para reconstrução 3D neste trabalho está limitada pela avaliação e integração de ferramentas já existentes. De qualquer modo, os *softwares* da área mecânica, por mais que dotados de algumas técnicas para modelagem, ainda não estão totalmente capacitados para trabalhos na área médica, onde se exigem mais recursos (ver discussão no Capítulo 5).

3.2.5. Técnicas para Vetorização de Contornos

Como foi visto, os métodos de reconstrução baseados em superfície utilizam representação poligonal ou matricial. Segundo PEDRINI (1994), após a aquisição das imagens e sua digitalização numa plataforma apropriada, a reconstrução dos objetos deve ser precedida das seguintes etapas:

- Pré-processamento: alinhamento, verificação e eventualmente correção da correspondência⁶⁵ entre as imagens;
- Segmentação: baseia-se nos princípios de descontinuidade e similaridade dos níveis de cinza para identificar as fronteiras de cada objeto e separar as regiões de interesse nas imagens. As principais técnicas são: *detecção de bordas*, *detecção de regiões* e *limiarização (thresholding)*.

Uma descrição sobre tais técnicas pode ser encontrada em PEDRINI (1994), PARKER (1997) e SOUZA (2002). Basicamente interessa o fato de que as imagens necessitam de um

⁶⁴ cfr. SIBGRAPI (2003) e SBC (2003).

⁶⁵ A correspondência visa estabelecer a conexão correta entre os contornos das fatias adjacentes (cfr. PEIXOTO e GATTASS, (2000)). Segundo SOUZA (2002), objetos complexos podem ser convexos ou côncavos e podem ter múltiplos contornos em cada fatia. A metodologia para geração de superfície entre contornos prevê a utilização de algoritmos para identificar quais contornos deverão ser conectados entre si, para a formação das superfícies resultantes. Se na reconstrução aparecer uma bifurcação, será caracterizado um *ponto de sela* na superfície (cfr. Figura 3.9 (b)).

pré-processamento que proporcione primeiramente um filtro, capaz da remoção de possíveis ruídos; depois, pelo processo de limiarização, detecção de bordas e segmentação, se identifique (pelas mudanças de contraste) e se isole o fundo da imagem e as estruturas que são importantes para a reconstrução, como, por exemplo, separar o osso de outros tecidos como pele, gordura ou músculo. Em seguida, a rotulação de contornos definirá o número de contornos existentes em cada fatia, de modo a estabelecer a sua correta relação nas fatias adjacentes, como foi visto nos casos de *bifurcação* (ou *ramificação*). Assim, o último passo do pré-processamento é a captura de pontos que são relevantes na interpolação entre pares de fatias e que proporciona a vetorização dos contornos, antecedendo a reconstrução tridimensional.

Como será visto, não foram utilizadas todas essas técnicas no estudo de caso abordado neste trabalho.

3.3 FABRICAÇÃO DE PRÓTESES

No Capítulo 1, a Figura 1.1 recolhia as diferentes etapas necessárias à fabricação e implante de uma prótese sob medida. A obtenção de imagens da região a ser substituída é o primeiro passo. Imagens bidimensionais são obtidas por tomografia ou ressonância magnética, sendo posteriormente digitalizadas e armazenadas em formatos padronizados. *Softwares*, em alguns casos integrados ao próprio tomógrafo, são utilizados na modelagem e na manipulação tridimensional. Essa manipulação inclui a separação de regiões de interesse e a exportação das mesmas em formato adequado à fabricação, podendo ocorrer pelos seguintes processos:

- **Prototipagem Rápida (RP):** Segundo GIROD *et al.* (2001) e SOUZA (2002), cada vez mais tem sido freqüente a utilização das tecnologias de prototipagem rápida para a confecção de modelos craniais sob medida a fim de auxiliar no planejamento cirúrgico, ou até mesmo representarem uma prática eficaz na constituição das próteses, como vemos, por exemplo, em MEDCAD (2004), D'URSO *et al.* (1999), BARKER, EARWAKER e LISLE (1994), etc. Grosseiramente, as técnicas poderiam ser descritas por analogia, a uma “impressão tridimensional”, pois se constituem os modelos pela adição sucessiva de finas camadas de materiais com as quais os sistemas trabalham.

Uma classificação dos inúmeros sistemas de *RP* segundo a forma inicial do material usado pode ser encontrado em VOLPATO (1999); de qualquer modo, apesar de os modelos para planejamento cirúrgico poderem ser manufaturados por várias dessas técnicas, as próteses deverão ser confeccionadas pelas que processam biomateriais. Tem sido mais freqüente a utilização da Estereolitografia e a Sinterização Seletiva a *Laser*. Sobre a precisão desses modelos gerados, envolvendo desde a aquisição de imagens médicas, sugere-se a leitura de CHOI *et al.* (2002), D'URSO *et al.* (1999), BARKER, EARWAKER e LISLE (1994). Pode-se verificar também HEISSLER *et al.* (1998), na constituição de um molde por *RP* para em seguida utilizá-lo para fundir implantes de titânio.

Segundo CHOI *et al.* (2002), os erros de precisão gerados na confecção de modelos médicos – obtidos por prototipagem rápida –, identificando os fatores que acarretaram erros dimensionais em cada fase da produção. Os resultados foram obtidos pela medição de um crânio seco, de um modelo digital em formato *STL* e o próprio modelo prototipado. Citam dois trabalhos em que, concretamente é abordada a alternativa de prototipar um modelo para depois utilizá-lo como molde para fundição, e outro em que se obtém um modelo por estereolitografia; reportam que esses modelos obtidos são mais precisos que os que se obteriam pela fabricação por usinagem.

- **Conformação da prótese:** geralmente obtida a partir de um molde usinado. Pode-se verificar em GARRIGA-MAJO *et al.* (2004) e SOO *et al.* (2004) a descrição e obtenção de implantes pelo processo de conformação. Utilizam o titânio como material que reúne as condições para a superplasticidade requerida. Também CARR, FRIGHT e BEATSON (1997), utilizam a usinagem de um molde em resina de epóxi para, em seguida, prensar uma chapa de titânio e constituir a prótese desejada sob medida. Veja-se também FARFIELD (2004).
- **Usinagem direta da prótese:** A usinagem direta de próteses é tratada por alguns autores, como por exemplo, EUFINGER e SAYLOR (2001), WEHMÖLLER *et al.* (2001), HASSFELD *et al.* (2001), dentre outros. Tratam da fabricação de próteses para cranioplastia empregando as técnicas de *CAD/CAM*, sendo precedidas pela aquisição de imagens médicas do local de interesse. A próxima seção visa descrever este processo.

3.4 FABRICAÇÃO DE PRÓTESES POR USINAGEM DIRETA

Para o setor tecnológico da engenharia mecânica na área de usinagem, em muito pôde-se progredir quando, agregando técnicas e conhecimentos da área eletrônica, desenvolveu-se as máquinas *CNC*, amplamente empregadas na indústria atual (cfr. LEE (1999)). Além da área eletrônica, também a ciência dos materiais, da física e da matemática estão sendo incorporadas à medida que é possível realizar o processamento dessas variáveis e, por isso, em muito se deve este desenvolvimento às tecnologias ‘auxiliadas por computador’.

A usinagem de superfícies complexas⁶⁶ tem, nos últimos anos, sofrido enormes avanços e uma redução significativa de custo (NELLI (2001)). Isto tem sido possível graças à evolução gradativa observada nos sistemas para projeto (*CAD*), para geração de trajetórias de ferramentas (*CAM*) e nas máquinas-ferramenta comandadas numericamente (*CNC*). O resultado deste desenvolvimento tecnológico tem propiciado à indústria metal-mecânica a fabricação de componentes, não só de elevada complexidade geométrica (cfr. TYPE 3 (2003)), mas também em uma extensa gama de materiais e em diversos tamanhos de lotes. Esta ampliação do campo de aplicação dos processos de usinagem, suportada pelas tecnologias *CAD*, *CAM* e *CNC*, torna-os, em especial o fresamento, os mais adequados para a fabricação direta de próteses sob medida.

Dentre outros fatores, o que distingue a usinagem do processo de deposição sobre camadas é que a matéria-prima utilizada se encontra na forma rígida. Para o caso concreto do fresamento, alguns fatores podem ser citados como limitantes, como por exemplo:

- A ferramenta de corte utilizada representa um volume, o que a restringe na usinagem de superfícies côncavas ou sombreadas conforme discussão apresentada na seção 5.1.5. Consequência deste aspecto é que apresenta interface com relação à superfície; além disso, por se tratar de um volume, está limitado no que se refere a superfícies côncavas, reentrâncias, etc., que impedem superfícies sombreadas (veja-se seção 5.1.5).
- Exige dispositivos de fixação e por isso necessitam de pelo menos uma superfície para tal propósito, restringindo a usinagem neste aspecto.
- Necessita de referenciais na peça, definidos a priori. Com a utilização de mais de uma fixação, se tem necessidade de manter os referenciais anteriores, realizando a devida correspondência.

⁶⁶ Este termo é utilizado de forma freqüente para designar uma superfície cuja solução analítica só pode ser obtida por aproximação. É também utilizado como sinônimo para superfície de forma livre ou esculpida.

- O material deve apresentar rigidez suficiente para ser fixado e resistir os esforços da remoção de cavaco.
- Não se presta à confecção de matrizes ósseas, no que se refere à estrutura interna com porosidade e interconectividade necessárias, as quais não se é capaz de obter.

Por outro lado, também podem ser apresentadas as seguintes vantagens:

- Trata-se de uma técnica com grande disseminação, pela disponibilidade de equipamentos e de pessoal, o que pode favorecer o aspecto dos custos e tempos de processos.
- A usinagem é um processo que apresenta alta reprodutividade e repetibilidade.
- Complexidades geométricas podem ser obtidas com máquinas com mais eixos comandados, ou mais fixações, contornando o problema do sombreamento de superfícies.
- Dentre dos processos de fabricação, pode apresentar os melhores resultados quanto à qualidade de superfície e a manutenção de tolerâncias estreitas.

Entretanto, atualmente essas próteses usinadas sob medida têm ainda resultado internacionalmente em um preço muito alto: em torno de US\$ 4.000,00 a US\$ 8.000,00, conforme EUFINGER e SAYLOR (2001), na utilização do titânio. A Figura 3.11 exhibe a situação onde essa prótese de titânio de grande dimensão foi dimensionada com o auxílio de ferramentas *CAD*. Na mesma figura, pode-se ver também uma simulação de rotina de usinagem (fresamento) por *CAM*.

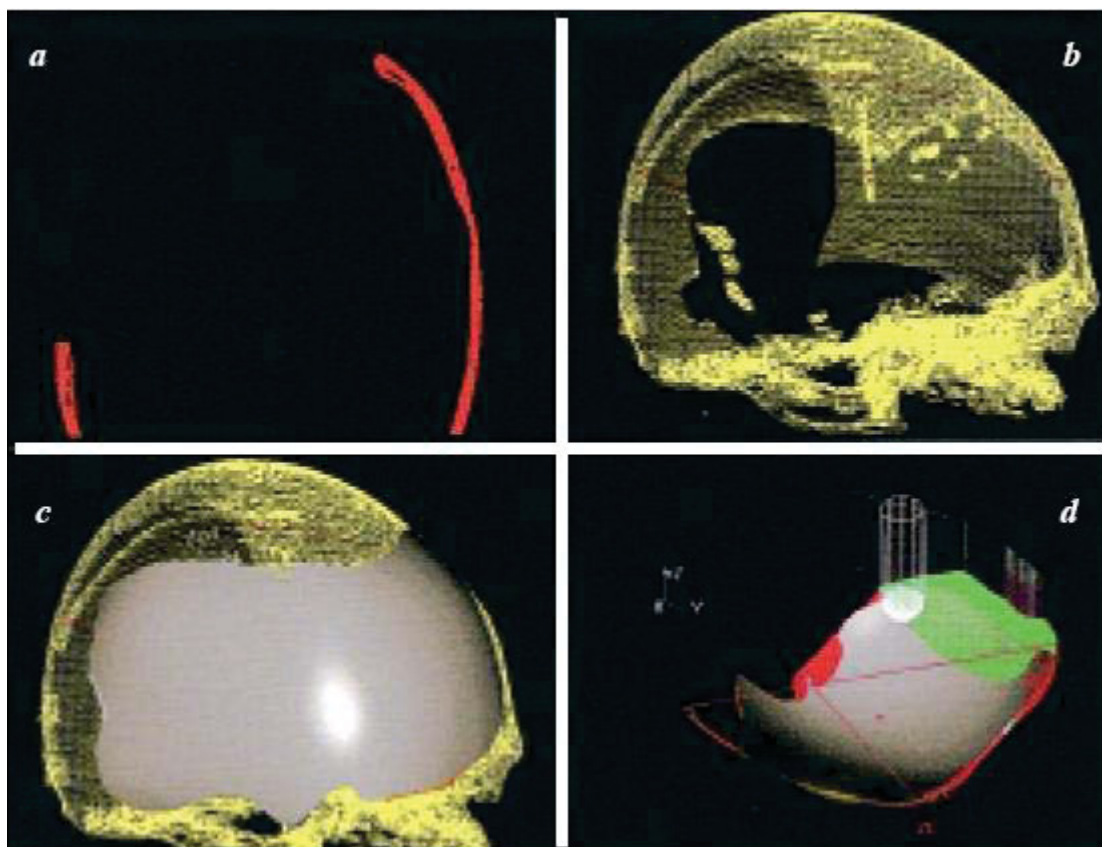


Fig. 3.11 - Projeto de prótese sob medida por *CAD/CAM*. Em (a), seção tomográfica computadorizada; em (b), modelagem da imperfeição óssea com o auxílio de *CAD*; em (c), projeto do implante ósseo e em (d), simulação do fresamento do implante por *CNC*. Fonte: EUFINGER e SAYLOR (2001), pág. 651.

A usinagem direta pode ser contraposta com a alternativa de se usinar primeiramente um molde, que depois sirva para confeccionar a prótese (veja-se FARFIELD (2004)). Entretanto, estima-se que essa solução seja mais lenta que a usinagem direta: segundo EUFINGER e SAYLOR (2001), todo o processo (desde a aquisição das imagens médicas até a usinagem da prótese) pode ser feito em cerca de 2 dias.

Entretanto, deficiências em *softwares* da área mecânica para isolar as regiões de interesse podem resultar num trabalho mais complexo. Entendendo uma prótese como um sólido com várias superfícies complexas (*free form surfaces*), o planejamento da usinagem também pode direcionar para a utilização de mais de duas fixações (o que normalmente se procura evitar), necessitando-se estabelecer de forma precisa pontos e planos de referência que possibilitem a usinagem de uma única superfície complexa pela subdivisão da mesma em menores, gerando o código *CN* – por meio de *CAM* – para essas superfícies.

Sobre as próteses usinadas em titânio, WEHMÖLLER *et al.* (2003) comentam algumas características, como espessura e necessidade de um espaçamento mínimo de 0,25 mm entre a prótese e o osso (para maior facilidade de manuseio, na ocasião do ajuste na cirurgia); além disso, sugerem que as bordas das próteses sejam cônicas. Podem-se verificar esses detalhes por meio da Figura 3.12, cujo espaçamento na extremidade do chanfro é um pouco maior que o mínimo aconselhado.

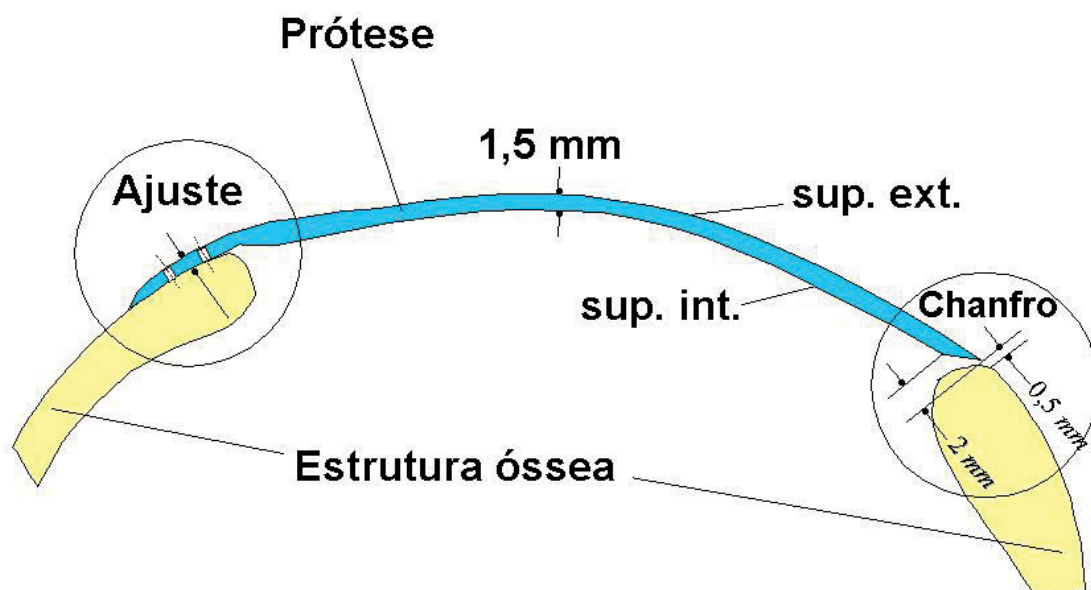


Fig. 3.12 – Características geométricas de uma prótese de titânio confeccionada por usinagem em CAM. Alterado de: BOCHUM (2004).

Por mais que praticada, a usinagem de próteses a partir de um bloco de titânio implica em grandes desperdícios, dado que somente se necessita de uma casca com espessura de aproximadamente 1,5 mm.

Este aspecto acaba incentivando a pesquisa com a utilização de biomateriais mais baratos, como por exemplo o acrílico. Para a usinagem de próteses em acrílico, alguns cuidados quanto a sua futura fixação no crânio devem ser tomados, dado que o material é susceptível à propagação de trincas. Em função disto, autores como SHERBURN e SILBERGELD (1996) consideram mais prudente a utilização de mini-placas de titânio fundidas no próprio acrílico, evitando alguns riscos de a prótese se desprender por fragmentar-se uma possível rosca usinada neste material. Também GIBBONS, HICKS e GUTERMAN (1999), utilizando a modelagem do acrílico *in situ*, procuram utilizar fios

metálicos para sustentar o acrílico ainda na fase de autopolimerização e cura, mas referem-se à reconstrução de defeitos menores. De qualquer modo, estima-se que quando comparada à modelagem *in situ*, como a construção de moldes manuais (cfr. CHIARINI *et al.* (2004)), a usinagem apresenta-se mais eficiente e confiável, sobretudo para assegurar os objetivos estéticos que são pretendidos (cfr. GORI *et al.* (2001), EUFINGER e SAYLOR (2001) e KOCH *et al.* (1999)), apesar de os fatores de biocompatibilidade e proteção serem preponderantes.

Capítulo 4

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

4.1 INTRODUÇÃO

A metodologia apresentada a seguir compreende, a rigor, um estudo de caso limitado pela observação do comportamento das tecnologias CAD/CAM/CNC, tradicionalmente empregadas no setor metal-mecânico, quando da usinagem de superfícies complexas em um biomaterial. Apesar de não se constituir em um experimento, no sentido estatístico do termo, os estudos realizados possibilitam um direcionamento para realização futura de experimentos, bem como a reprodutibilidade dos resultados obtidos.

O fluxograma apresentado na Figura 4.1 é uma representação esquemática das etapas principais desta metodologia. A descrição detalhada de cada uma delas é apresentada a seguir.

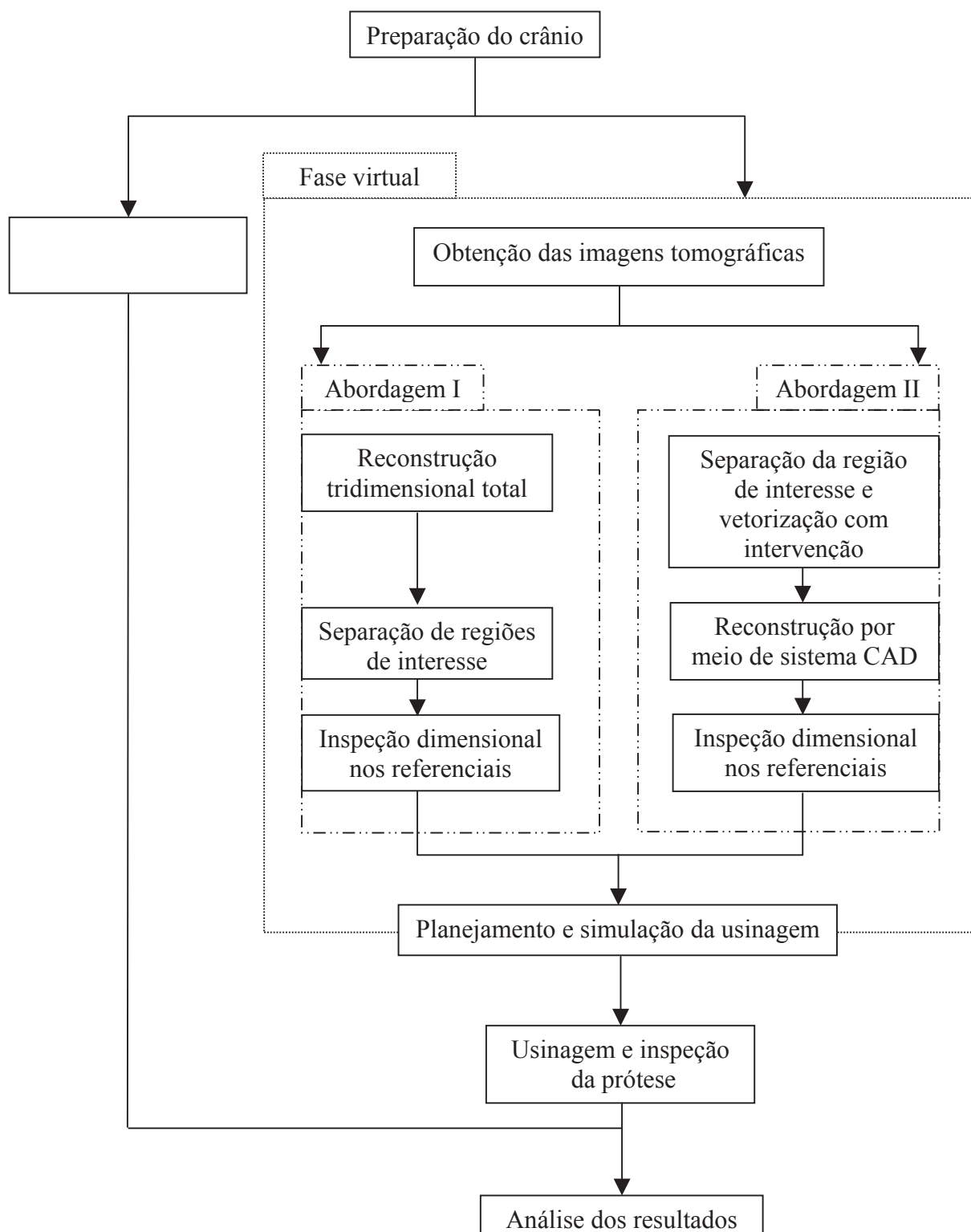


Fig. 4.1 – Fluxograma das etapas do estudo de caso prático.

4.2 PREPARAÇÃO, ALINHAMENTO, FIXAÇÃO E MEDIÇÃO DO CRÂNIO

Nas técnicas atuais de cranioplastia, a fonte primária de informação é a tomografia realizada no próprio paciente. Como uma das limitações de escopo deste trabalho é a não utilização de seres vivos para testes, optou-se pela obtenção de um crânio humano seco⁶⁷. Alternativa seria, além da utilização de crânios secos de animais, o uso de modelos confeccionados em materiais sintéticos. Entretanto, a opção por um crânio humano se deve à importância do mesmo para uma finalidade maior, que é a realização de implantes. Isto propicia a avaliação da complexidade topológica do mesmo e seu comportamento em relação à atenuação sofrida pelos raios X, durante os exames tomográficos, a qual é mais próxima daquela observada em pacientes.

O crânio humano é, no aspecto topológico, um sólido de elevada complexidade geométrica, composto de várias superfícies. Desta forma, foi necessária a construção de um dispositivo (ver Figuras 4.2 (a-c)) para alinhamento e fixação do mesmo. Isto garantiu um referencial único em todas as fases do estudo (ver Figura 4.2 (c)): “X-Z” corresponde ao plano coronal; “Y-Z” é o correspondente do plano sagital e “X-Y” é o plano axial (ou horizontal).

O suporte utilizado para o alinhamento e fixação foi confeccionado a partir de placas de acrílico. Este material foi escolhido por apresentar baixa interferência durante os exames tomográficos, ou seja, é um material que não produz artefato, como discutido no tópico sobre os fatores que afetam a qualidade das imagens, da seção 3.2.1.2.

O alinhamento do crânio foi feito manualmente. Com o intuito de evitar uma montagem aleatória, procurou-se manter a caixa envoltória do mesmo alinhada com três planos de interesse. Essa caixa envoltória foi “determinada” pela construção de um paralelepípedo imaginário cujas dimensões compreendiam às distâncias máximas tomadas nas três direções. Além do alinhamento e fixação do crânio no suporte de acrílico, procurou-se estabelecer pontos referenciais nas superfícies externas do mesmo, de forma que as medidas, em várias direções, fossem sempre feitas nos mesmos pontos. O método empregado consistiu

⁶⁷ Material cedido pelo Departamento de Anatomia do Setor de Ciências Biológicas e da Saúde da Universidade Federal do Paraná.

na colagem de pequenos pedaços de tubo⁶⁸ ($\phi 1,5\text{mm} \times \phi 3\text{mm} \times 10\text{mm}$) oriundo de cateter, empregado em quimioterapia. Cada pedaço de tubo foi também identificado com um número, conforme a localização (ver Figura 4.3). Para a fixação dos tubos sobre a superfície do crânio, foi tido em conta o que basicamente reportam GUSMÃO, SILVEIRA e ARANTES (2003) e CHOI *et al.* (2002), conforme final da seção 2.3. Entretanto, para a análise dimensional realizada, foi necessário levar em conta o acesso dos instrumentos aos pontos convenientes, fator que proporcionou uma distribuição dos pontos referenciais relativamente diferente, porém mais funcional. A colocação dos tubos possibilitou que os instrumentos de medição adotados tivessem um ponto de contato bem definido, proporcionando menores erros na aquisição das medidas, uma vez que distinguem-se facilmente da superfície anatômica do crânio. Porém, ocorreram algumas limitações pelo fato de os tubos serem flexíveis, como reportado na seção 5.1.1.

A Figura 4.3 contém um desenho esquemático dessa montagem. Pode-se observar também, a partir da foto exposta na mesma figura, que além dos pontos referenciais representados por tubos, mais dois tubos perpendiculares entre si foram colados na base do suporte e serviram para determinar os eixos “X”, “Y” e “Z”, que representam o referencial zero (ver foto da Figura 4.3).

Após todas as etapas de preparação, efetuou-se a medição do crânio com duas técnicas diferentes. A primeira consistiu no emprego de um paquímetro marca *Mitutoyo – série 534*, de 0 a 300 mm, com resolução de 0,02 mm. Com este instrumento realizaram-se três medições para cada comprimento, entre os pontos referenciais no plano “X-Y”. Na direção “X” mediu-se as distâncias “10-15” e “11-14”. No eixo “Y” mensurou-se a distância “12-17”. Cada distância registrada entre os pontos de interesse é ainda fruto de uma média aritmética entre três medições realizadas.

Na segunda técnica empregou-se uma máquina⁶⁹ de medir por coordenadas, marca *Mitutoyo modelo B-241*, com resolução de 0,001 mm. Além das avaliações feitas com o paquímetro, mediram-se todas as distâncias entre a referência na base do suporte e os pontos referenciais.

⁶⁸ Esses tubos são compostos de silicone com 11% de Bário, o que os torna radiopacos (visíveis nos exames baseados em raio-X, mas sem provocar artefatos nas imagens).

⁶⁹ Essas medições foram realizadas na empresa *Hübner Indústria Mecânica Ltda.*

Deve-se observar que todas as medidas, em ambas as técnicas, foram feitas sobre o ponto médio na direção axial dos tubos e sempre no plano “X-Y”. Não foram realizadas medições na direção “Z” devido ser coincidente com o eixo longitudinal dos tubos.

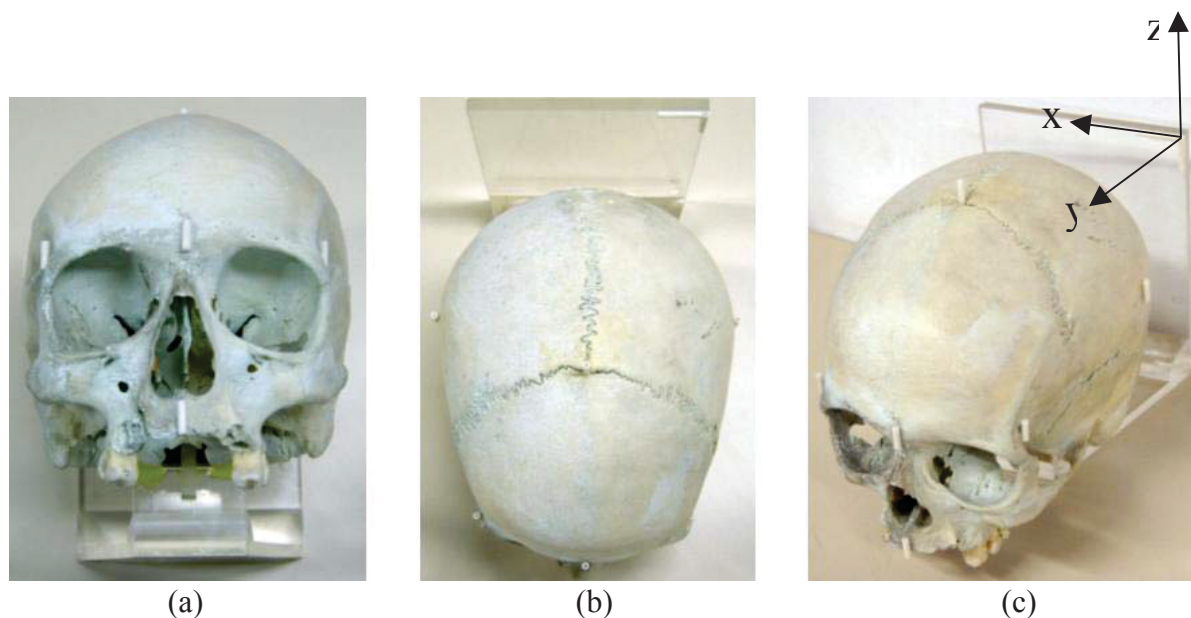


Fig. 4.2 – Crânio em base de acrílico e disposição de tubos de material radiopaco. Crânio cedido pelo Departamento de Anatomia da UFPR. Em (a), vista em plano coronal; em (b), vista em plano axial (ou horizontal); em (c), os eixos Y-Z constituem plano sagital.

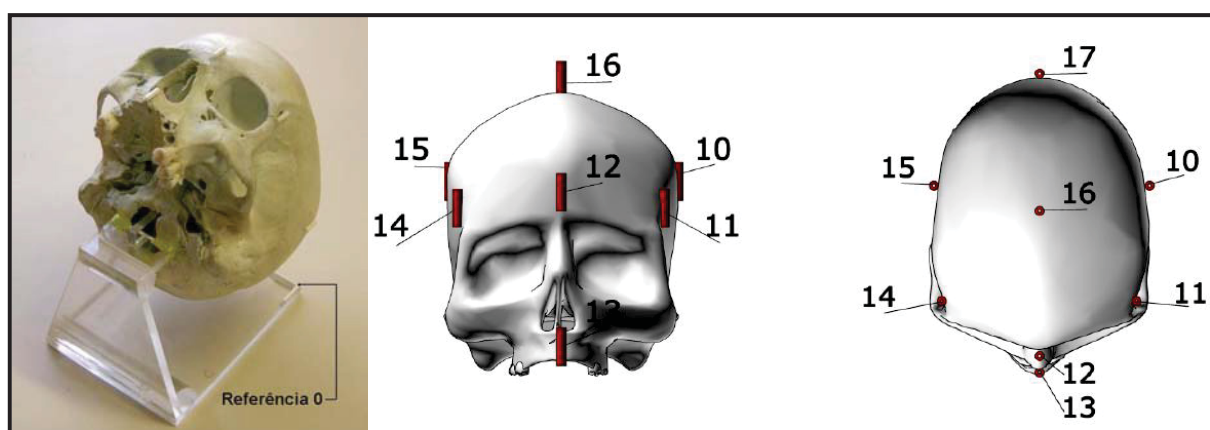


Fig. 4.3 – Identificação dos pontos referenciais no crânio.

4.3 OBTENÇÃO DAS IMAGENS TOMOGRÁFICAS

O exame tomográfico⁷⁰ do crânio foi realizado em um tomógrafo helicoidal marca *General Electric Medical Systems*, modelo *HiSpeed CT*, conforme exhibe a Figura 4.4 (a-b). O *software* para aquisição de imagens foi o *Image Works System*, também da *General Electric*. O crânio foi alinhado no tomógrafo tendo o eixo “Z” coincidindo com a direção de varredura. Obteve-se 149 imagens tomográficas, iniciando-se a partir da base do suporte (plano X-Y). A Figura 4.4 (b) contém uma foto do crânio alinhado no tomógrafo.

O tomógrafo foi pré-ajustado com os seguintes parâmetros:

- espessura das camadas: 1,0 mm;
- espaçamento entre camadas: 1,0 mm;
- campo de visão (FOV): 250 x 250 mm;
- velocidade da mesa: 0,7 mm/s;
- intensidade do feixe: 80 KVp;
- corrente no tubo: 60 mA;
- Tamanho das imagens: 512 x 512 *pixels*;
- Nível da Janela: 40;
- Largura da Janela: 150, e
- Escala Hounsfield: *janela óssea*.

Com exceção da escala *Hounsfield*, da espessura e do espaçamento entre camadas, pode-se afirmar que todos os demais parâmetros possuem valores comumente utilizados na tomografia para fins de diagnóstico. A escolha de camadas finas deve-se à preocupação em obter uma melhor definição na reconstrução tridimensional do crânio, conforme o que foi apresentado no tópico sobre os fatores que afetam a qualidade da imagem, da seção 3.2.1.2. A opção por uma janela óssea deve-se ao tipo de objeto a ser tomografado, o qual constitui-se apenas de osso e ar.

Após a varredura de todo o crânio, obteve-se 149 arquivos correspondentes às 149 seções transversais tomografadas. As imagens e todos os dados referentes ao exame foram gravados em mídia digital (*CD-ROM*) no formato *DICOM*, por meio do *Workstation SUN-ULTRA 60 Creator 3D*, utilizando o *software Advantage Sim 5.0*, conforme mostra a Figura 4.5 (a-b).

⁷⁰ Exame realizado no Setor de Radioterapia do *Hospital Erasto Gaertner (HEG)*, em Curitiba/PR.

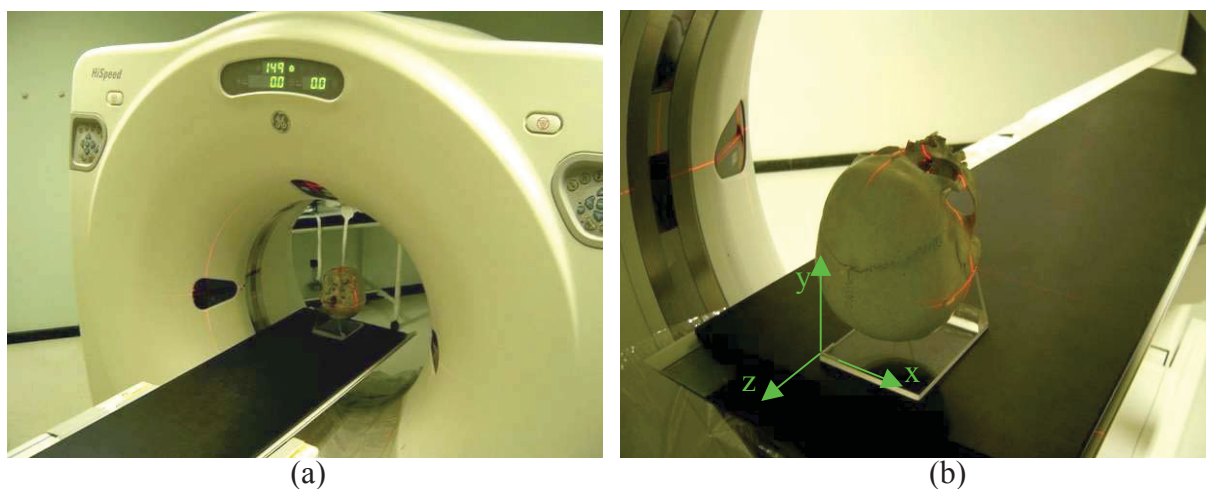


Fig. 4.4 – Exame tomográfico do crânio no Setor de Radiologia do Hospital Erasto Gaertner. Em (a), foto do tomográfico helicoidal da *GE Medical Systems – HiSpeed CT* já com o crânio preparado; em (b), detalhe do posicionamento do crânio na mesa do aparelho.

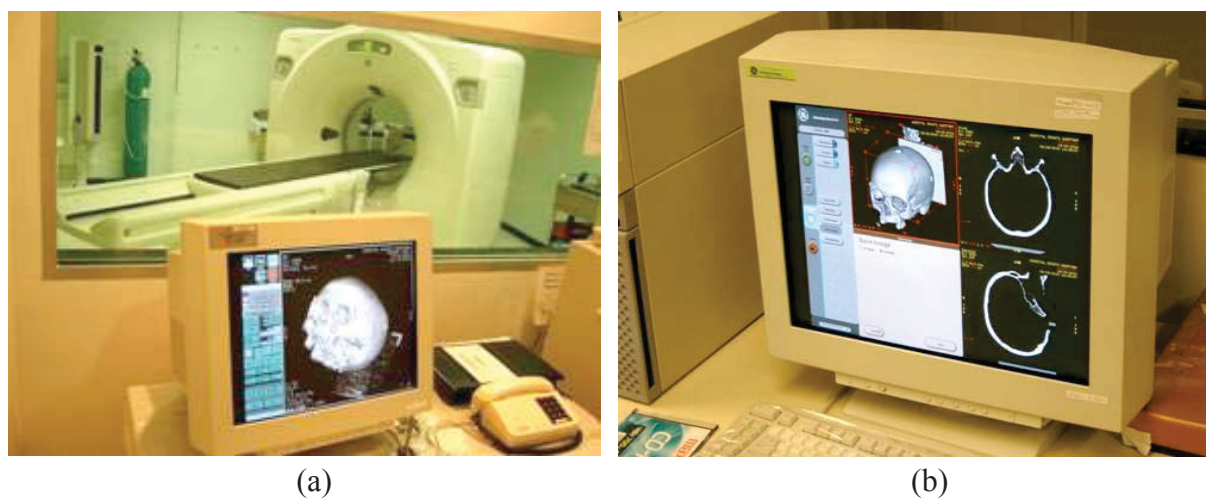


Fig. 4.5 – Terminais de aquisição e visualização das imagens. Em (a), foto do *workstation* que operava o tomógrafo; em (b), *workstation SUN-ULTRA 60 Creator 3D*, utilizando o *software Advantage Sim 5.0*, onde foram gravadas as 149 imagens tomográficas em CD.

4.4 RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL

Neste trabalho o termo *CAD* será aplicado como referência exclusiva aos sistemas para desenho e projeto utilizados na modelagem de componentes mecânicos. Por outro lado, o termo *sistema dedicado* refere-se exclusivamente aos sistemas gráficos desenvolvidos especialmente para o processamento de imagens médicas.

O grande desafio deste trabalho encontra-se na transposição das informações oriundas do tomógrafo para sistemas *CAM* tradicionalmente utilizados na indústria metal-mecânica. É sabido que tais sistemas ainda não dispõem de recursos apropriados para processamento e reconstrução de imagens médicas. Isto implica na necessidade de uma ou mais etapas de pré-processamento de tais informações.

Em um primeiro instante, imaginou-se que os sistemas *CAD*, largamente empregados na modelagem de geométrica de componentes mecânicos pudessem desempenhar tal papel. Entretanto, como será mostrado a seguir, dentre os sistemas avaliados até o momento, constatou-se que nenhum dispunha de recursos para manipulação de imagens, em especial aquelas formatadas no padrão *DICOM*. Alguns sistemas *CAD* (cfr. TYPE3 (2003)) comerciais permitem a importação de imagens em outros formatos, por exemplo, *JPEG* e *BMP*. Entretanto, eles não dispõem de todos recursos necessários para reconstruções tridimensionais mais complexas.

Entretanto, nos últimos anos uma nova geração de sistemas gráficos, desenvolvidos especialmente para o processamento de imagens médicas, vem sendo divulgada, na forma de softwares livres ou como produtos comerciais altamente sofisticados.

Diante desse cenário, a reconstrução tridimensional foi abordada de duas formas (ver fluxograma da Figura 4.1): a primeira compreendeu uma avaliação de alguns sistemas dedicados disponíveis como “versões demonstrativas”, “livres” ou como “licenças para avaliação”. Na segunda abordagem reuniram-se diferentes sistemas gráficos, empregados para a conversão de formatos, vetorização de imagens e reconstrução em *softwares CAD*. Para tanto, foi utilizado um microcomputador Pentium III com 800 MHz e 256 MB de memória RAM.

Em qualquer um dos métodos, como as imagens geradas em formato *DICOM* pelo tomógrafo são bidimensionais, a reconstrução dos modelos implica no processo de

vetorização, para que então passem para os *softwares* de CAM. A Figura 4.6 exhibe sucintamente as etapas envolvidas na reconstrução dos modelos a partir de imagens tomográficas. As duas abordagens são descritas a seguir.

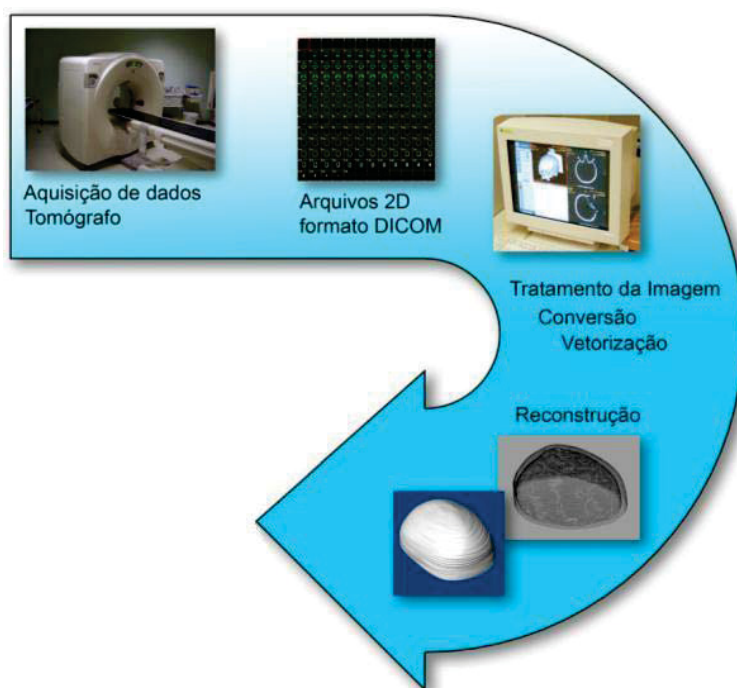


Fig. 4.6 – Fluxo de operações para a reconstrução de um modelo tridimensional a partir de imagens oriundas de tomógrafo.

4.4.1 Abordagem I – Reconstrução Total

Empregam-se *softwares* dedicados, que importam as imagens tomográficas em formato *DICOM*, fazem a limiarização (que implicará em diferentes sensibilidades para detecção das bordas), a segmentação, e então, executam as reconstruções tridimensionais do modelo, que pode ser exportado nos formatos *IGES* e *STL*, dentre outros. São mais práticos e rápidos devido às operações se darem de forma mais automática, mas são bastante onerosos.

Avaliaram-se três desses sistemas dedicados ao processamento de imagens. Em todos eles podem ser encontrados os seguintes recursos:

- tratamento direto de informações formatadas em *DICOM*;
- recursos automáticos e (ou) manuais para limiarização;
- reconstrução de volumes e superfícies;
- ferramentas para medição de distâncias, e

- capacidade para exportação das superfícies obtidas em formatos compatíveis com os sistemas *CAM* de linha industrial.

Os *softwares* que atenderam aos requisitos acima e cujos acessos foram facilitados para constituir este trabalho são:

- ***InVesalius*** – desenvolvido pelo *Centro de Pesquisas Renato Archer – CenPRA*, em Campinas/SP. Trata-se de um *software* gratuito para fins de pesquisa (veja-se CENPRA (2003));
- ***3D Doctor*** – criado e comercializado pela *Able Software Corporation* (veja-se ASC (2003)). A versão utilizada era apenas demonstrativa e não permitia a exportação e (ou) gravação de dados, e
- ***Mimics Versão 8.02*** – de propriedade da empresa *Materialise* (veja-se MATERIALISE (2003)). Utilizou-se uma licença para avaliação com todos os recursos da versão comercial.

4.4.2 Abordagem II – Reconstrução Parcial

De acordo com o exposto na seção 3.2.4, a grande limitação enfrentada na reconstrução tridimensional baseada em superfícies refere-se à solução dos problemas de bifurcação e de contornos abertos. Atualmente, ainda não se encontra no mercado nenhum *software CAD* que possua recursos para enfrentar essa problemática. Isto decorre, obviamente, da definição de foco em tais produtos. Componentes mecânicos dificilmente são projetados ou encontrados com tamanha complexidade. Além disso, há a necessidade de se trabalhar dentro dos sistemas *CAD/CAM* com os contornos vetorizados (formato poligonal, de entidades matemáticas), e não no *raster* (matricial, próprio das imagens em formato *JPEG*, *DICOM*, etc.); é um procedimento imprescindível para a aplicação das ferramentas mais elementares dentro desses *softwares*. Por mais que alguns destes *softwares* contenham aplicativos já incorporados para a vetorização de contornos simples (em formato matricial), optou-se por realizar esta etapa num *software* próprio para esta função, antes de introduzir esses contornos aos sistemas *CAD/CAM*, como será visto a seguir, na descrição dos produtos utilizados. Com os contornos vetorizados, utilizou-se uma metodologia comumente encontrada em diversos sistemas *CAD* com propriedades para modelagem de sólidos ou

superfícies, denominada “loft”, a qual, em essência é uma ferramenta para construção de superfícies ou sólidos a partir de contornos. As superfícies são obtidas pela interpolação não linear de uma seqüência de curvas construídas na maior parte das vezes em planos paralelos. Dentre as restrições desta técnica nos softwares atuais, destacam-se:

- limitação de apenas um contorno por plano;
- o contorno deve ser fechado, e
- em alguns sistemas não pode haver superposição de contornos.

A limitação quanto ao número de contornos pode ser resolvida pela criação de planos auxiliares na mesma posição para os contornos excedentes. Dessa forma, obtêm-se várias superfícies cujas interpolações devem ser definidas pelo usuário. Por outro lado, contornos abertos não podem ser interpolados.

Com o intuito de minorar esses problemas, optou-se por realizar uma simplificação na seleção da região craniana a ser reconstruída. Nesta simplificação os seguintes critérios foram adotados:

- a região de interesse deve ser compreendida entre seções transversais que compreendam no máximo dois contornos fechados, e
- na direção escolhida para o seccionamento não deverá ocorrer superposição de contornos de uma mesma superfície.

Após uma avaliação prévia de vários *softwares* gratuitos e comerciais, optou-se pela utilização dos seguintes produtos:

- ***DicomWorks versão 1.3.5.*** É um *freeware* desenvolvido por *Philippe Puech* e *Loic Boussel* (veja-se DICOMWORKS (2004)) e que foi utilizado para converter as imagens *DICOM* em um formato público. O *software* permite obter imagens específicas para a análise de tecidos internos como o cérebro, os pulmões, o abdômen ou então os tecidos duros como os ossos e permite exportar imagens em *JPEG* (com ou sem informação⁷¹ do paciente) *BMP*, *TIFF*, *PCX*, *PNG*, *WMF*, *TGA*, *EMF*, *PAX*, *TGA* e *PSD*, além de uma seqüência de vídeo no formato *AVI*. Para facilidade de intercâmbio entre arquivos, procurou-se exportar os arquivos no formato *JPEG*, com informação do paciente.
- ***Vextractor versão 2.40.*** Foi utilizado na etapa de vetorização das imagens do formato *JPEG* para o padrão *DXF (Data Exchange File)*, mas tem suporte para formatos *raster* em

⁷¹ O formato *DICOM* compatibiliza com as imagens, informações do paciente.

BMP, PCX, TIFF, GIF, JPG, TGA e PNG, podendo vetorizá-los e exportá-los em *AutoCAD-DXF, AutoCAD-DXB, ArcView Shapefiles, MapInfo MID/MIF, Windows Metafile (WMF), Windows Enhanced Metafile (EMF), ASCII XYZ e Scalable Vector Graphic (SVG)*. Para que as imagens em *JPEG* obtidas pelo *DicomWorks* pudessem ser vetorizadas, sofreram o processo de limiarização dentro do próprio *Vextractor*. Por se tratar de uma versão demonstrativa, houve algumas limitações nos arquivos exportados, como por exemplo, o aparecimento de marcas d'água da empresa. Este *software* é comercializado pela empresa Vextrasoftware (veja-se VEXTRASOFT (2004)) e tem como foco a área de cartografia.

- ***SolidWorks versão 2003***. É um produto comercial de propriedade da *SolidWorks Corporation* (veja-se SWC (2004)) e pode ser enquadrado na categoria de sistemas para modelagem de sólidos. O motivo para sua escolha reside na disponibilidade da ferramenta “loft” para construção de sólidos e superfícies de forma livre.
- ***Rhinoceros 3D versão 3.0 – SR3***. A versão utilizada enquadra-se na classe “licença para avaliação” e é de propriedade da empresa *Robert McNeel & Associates* (veja-se McNEEL (2004)); permite que os arquivos sejam exportados nos formatos *IGES, STEP, Wavefront, DWG, DFX, 3D Studio, Acis, Stereolithography, VRML, nuvem de pontos*, dentre outros e possui também a ferramenta “loft”. O modelo tridimensional foi exportado em *IGES* e em *STL*⁷² (*Stereolithography*), que são formatos reconhecidos pelos *softwares CAM*⁷³ utilizados. O *IGES* é um formato que reconhece as *NURBS* e é bem mais compacto que o formato *STL*. Em alguns aspectos, o *Rhinoceros* é similar ao *SolidWorks*, porém tem um foco maior na modelagem de superfícies.

Outras informações mais detalhadas com relação ao aspecto da utilização de cada um dos *softwares* listados acima serão fornecidas no capítulo de resultados.

As medições entre os pontos referenciais (tal como reportado na seção 4.2) foram efetuadas após as reconstruções nas duas abordagens, sendo que os referenciais utilizados foram os mesmos que nas medições com o modelo físico.

⁷² Os arquivos *STL* foram criados inicialmente como um formato utilizado para máquinas de Prototipagem Rápida.

⁷³ O *software* utilizado foi o *PowerMill 3.0*, da *Delcam*, embora também realizou-se uma avaliação por meio do *software EdgeCam Student Edition_8.75*, da *Pathtrace Engineering Systems*.

4.5 PLANEJAMENTO E SIMULAÇÃO DA USINAGEM DA PRÓTESE

Por se tratar de um sólido de elevada complexidade, o crânio inteiro não pode ser fabricado por usinagem, independente da técnica escolhida. Dessa forma, a usinagem foi planejada e simulada somente para uma sub-região, oriunda dos modelos reconstruídos pelos sistemas *CAD* e dedicados. O fresamento foi empregado por ser o processo de usinagem mais adequado para a fabricação de superfícies complexas. Dentro deste contexto selecionou-se, para fins de avaliação, *softwares CAM* com os seguintes requisitos:

- capacidade para importação das superfícies modeladas, em especial nos formatos *IGES* (*Initial Graphics Exchange Specification*) e *STL* (*Stereolithography*);
- recursos para fresamento de superfícies, e
- disponibilidade de pós-processador para a programação no padrão ISO.

Os *softwares* que atenderam a tais requisitos e foram disponibilizados para o trabalho foram:

- **EdgeCam Student Edition 8.75** – produzido e comercializado pela *Pathtrace Engineering Systems*, e
- **PowerMill⁷⁴ 3.0** – de propriedade da *Delcam*.

Mais detalhes sobre as estratégias de corte empregadas serão apresentados no capítulo de resultados.

4.6 USINAGEM E INSPEÇÃO DA PRÓTESE

A apesar de toda a sub-região escolhida ser tratada como sendo uma possível prótese para recuperação de defeitos grandes, partes menores da mesma podem ser usinadas a partir da metodologia descrita a seguir.

⁷⁴ A licença avaliada pertence à empresa *Targen Usinagem Ltda*, de Curitiba/PR.

4.6.1 Seleção e Preparação do Material

O material escolhido foi o polimetilmetacrilato (*PMMA*) auto-polimerizante, da marca *Clássico – Jet* e de aparência incolor. Esse tipo de acrílico é largamente empregado na fabricação de próteses, tal como apresentado na seção 2.2.3. Este material foi escolhido por se tratar de um produto de fácil aquisição, tanto no que se refere ao preço como pela disponibilidade no mercado local, pela sua preferência (ver seção 2.2.3) na correção de grandes defeitos em relação à hidroxiapatita, como também pela sua maior usinabilidade quando comparado ao titânio.

Utilizou-se o Laboratório de Prótese da UFPR para constituir uma peça na forma de um paralelepípedo (65 x 145 x 175 mm), moldada em uma caixa plástica revestida com Cera Rosa⁷⁵ de uso odontológico. No centro da caixa montou-se uma peça, previamente preparada em acrílico, para desempenhar o papel de um macho para o alívio da região central da prótese.

O PMMA foi fornecido em oito frascos, sendo que quatro deles continham monômeros no estado líquido em um volume total de 480 ml. O restante estava na forma de pó (micro-esferas de acrílico pré-polimerizado) em um total de 880 g.

4.6.2 Máquinas, Ferramentas e Sequência de Usinagem

Todas as etapas de usinagem foram executadas em centro de usinagem vertical, marca *ROMI*, modelo *Discovery 4022*, com 3 eixos, equipado com comando *CNC Mach9*. A Figura 4.7 (a) exibe uma foto da referida máquina, existente no Laboratório de Usinagem da UFPR. Deve ser observado que o eixo “Z” da máquina (veja-se Figura 4.7 (b)) está na mesma direção de varredura do tomógrafo, conforme apresentado na Figura 4.4 (b).

A sub-região de interesse escolhida para usinagem foi composta por três superfícies: uma interna, resultante da reconstrução de todos os contornos internos; outra externa, correspondente aos contornos externos, e uma terceira superfície plana resultante da interseção dessas superfícies com o plano de corte normal ao eixo “Z”, limitando o modelo na calota superior do crânio.

As operações de usinagem para obtenção dessas três superfícies são descritas a seguir. Registra-se que todas as etapas foram realizadas sem o emprego de fluido de corte. As

⁷⁵ Cera Rosa n. 7 adquirida da *Epoxiglass Ind. e Com. de Prod. Químicos Ltda.*

condições de corte apresentadas a seguir para cada etapa de usinagem não são os únicos valores possíveis, dado que foram apenas estimados.

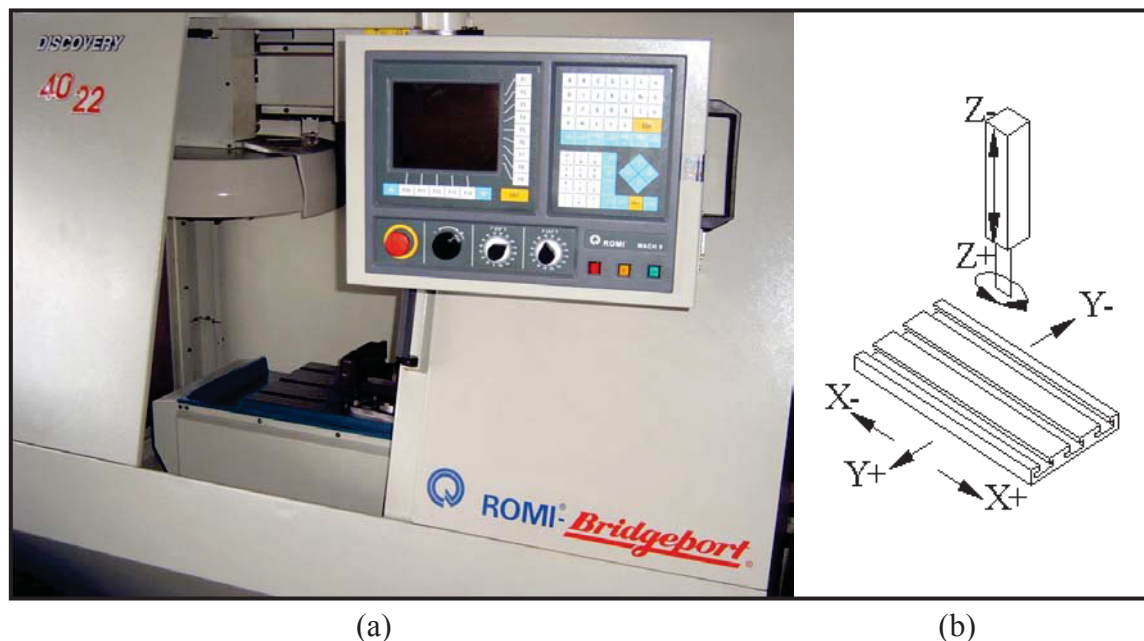


Fig. 4.7 – Centro de usinagem vertical de 3 eixos utilizado para a confecção da prótese.

Em (a), foto da máquina; em (b), detalhe da orientação dos eixos.

4.6.2.1 Desbaste do bloco de acrílico

O bloco inicial foi desbastado com intuito de garantir a formação de 05 superfícies planas, as quais posteriormente seriam utilizadas como referências para fixação. Essa usinagem de desbaste foi realizada com uma fresa de facear (ϕ 63 mm, com 05 arestas de corte em metal duro). Manteve-se velocidade de corte (V_c) constante em 300 m/min e velocidade de avanço (V_f) em 800 mm/min.; a profundidade de corte (a_p) e a penetração de trabalho (a_e) variaram, de acordo com as irregularidades do material bruto.

4.6.2.2 Obtenção da superfície plana

Após a fixação do bloco com o auxílio de uma morsa, fresou-se uma superfície plana paralela ao plano “X-Y” a uma distância de 4 mm da face superior do bloco, seguindo o contorno final da superfície externa. Isto foi planejado com o intuito de criar um rebaixo (ver Figura 4.8) para permitir a realização da última etapa de usinagem (último contorno externo) sem interferir na fixação do bloco. As condições de corte nesta operação foram as mesmas adotadas no desbaste da superfície interna, conforme descrição apresentada a seguir.

4.6.2.3 Desbaste da superfície interna

Prevendo a forma de fixação após o término da superfície interna e o modo como a prótese inteira deveria ser removida da fixação após a usinagem externa, confeccionou-se um pequeno rebaixo interno, já mencionado (Figura 4.8) e que basicamente proporcionará um afastamento da base da prótese com relação à base do material. O processo de desprendimento da prótese com relação ao bloco pode ser visto na segunda parte da seção 4.6.2.7.

A utilização do macho (ver seção 4.6.1) propiciou uma redução significativa de material no centro do bloco. Não obstante, faz-se necessário o emprego de duas operações, desbaste e acabamento, para a obtenção da superfície interna. O desbaste foi realizado, mantendo a mesma fixação e referência da superfície plana, nas seguintes condições:

- Estratégia: Z constante, com limpeza de área;
- V_c [m/min]: 110;
- V_f [mm/min]: 1.700;
- a_p [mm]: 2;
- a_e [mm]: variável, máximo de 8mm, e
- Ferramenta: fresa de topo em metal duro revestida com TiAlN. Diâmetro de 10 mm e quatro arestas de corte. Marca *KARB-TOOLS* modelo *R4 10,0-075-22,0*.

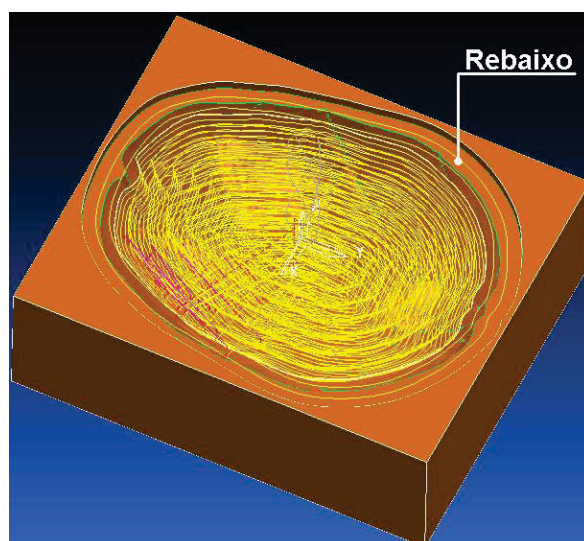


Fig. 4.8 – Estratégia “Z constante” para o desbaste da superfície interna e rebaixo da superfície plana. Simulação realizada no *PowerMill 3.0*.

4.6.2.4 Acabamento da superfície interna

- Estratégia: varredura *raster*; em “Y” constante, conforme ilustrado na Figura 4.9;
- V_c [m/min]: 226, no diâmetro máximo da fresa;
- V_f [mm/min]: 3000;
- a_p [mm]: variável, máximo de 0,3 mm;
- a_e [mm]: variável;
- Ferramenta: Fresa de ponta esférica com duas pastilhas em metal duro revestido; marca *KIENINGER*; modelo *WPR 12-N-CPN266* e raio 6 mm.

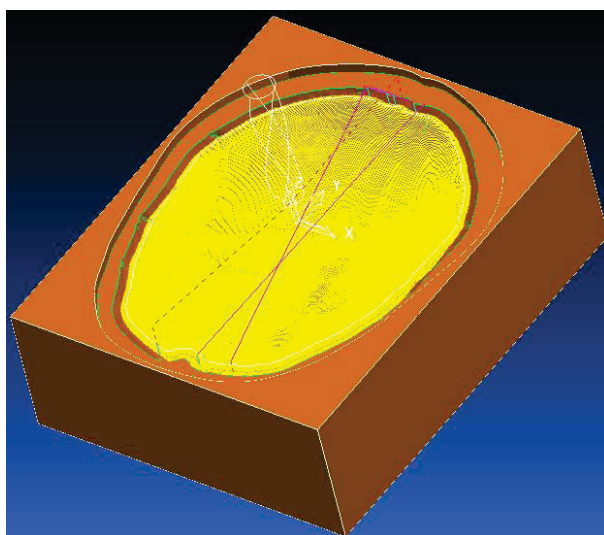


Fig. 4.9 – Estratégia de acabamento da superfície interna no *PowerMill 3.0*.

4.6.2.5 Reposicionamento e fixação do bloco

Como as etapas subseqüentes exigiam a remoção e reposicionamento do bloco na morsa da máquina, o mesmo foi referenciado para evitar possíveis equívocos, conforme mostra a Figura 4.10.

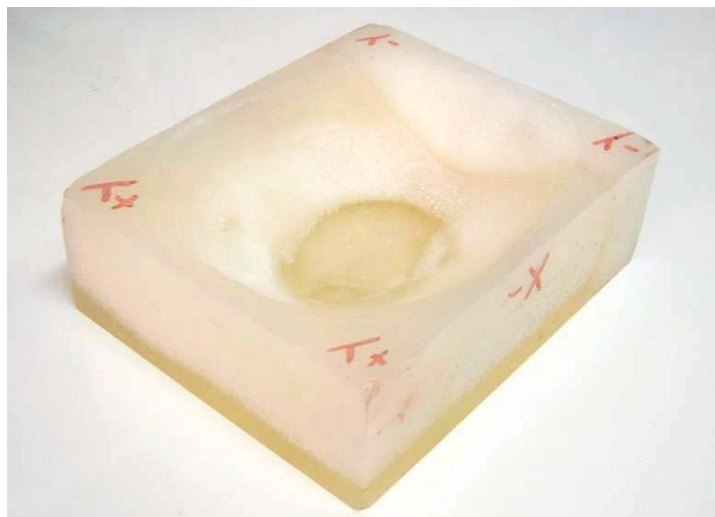


Fig. 4.10 – Bloco com referências e superfície interna acabada.

Para a usinagem externa, empregou-se um sistema de fixação diferente daquele utilizado nas operações precedentes. O bloco foi rotacionado, alinhado e fixado, por meio de um adesivo de secagem rápida⁷⁶, em uma placa previamente retificada, que foi presa à morsa da máquina. A base da morsa não possuía base giratória, mas foi assegurado o alinhamento do bloco com relação aos eixos da máquina, antes da secagem do adesivo. Verificou-se o alinhamento por meio de um relógio apalpador (ver Figura 4.11). Este procedimento permitiu que a prótese pudesse ser usinada e inclusive separada do bloco, sem necessidade de exceder duas fixações.



Fig. 4.11 – Bloco colado na base retificada e verificação de seu correto reposicionamento por meio de relógio apalpador.

⁷⁶ Produto Loctite Super Bonder.

4.6.2.6 Desbaste da superfície externa

- Estratégia: Z constante com limpeza de área, conforme ilustra a Figura 4.12;
- V_c [m/min]: 375;
- V_f [mm/min]: 2.100;
- a_p [mm]: 1;
- a_e [mm]: variável, máximo de 18mm;
- Ferramenta: fresa de topo com duas pastilhas em metal duro. Diâmetro de 20 mm e marca *FETTE-LTM* modelo *ART. NR. 1069454*.

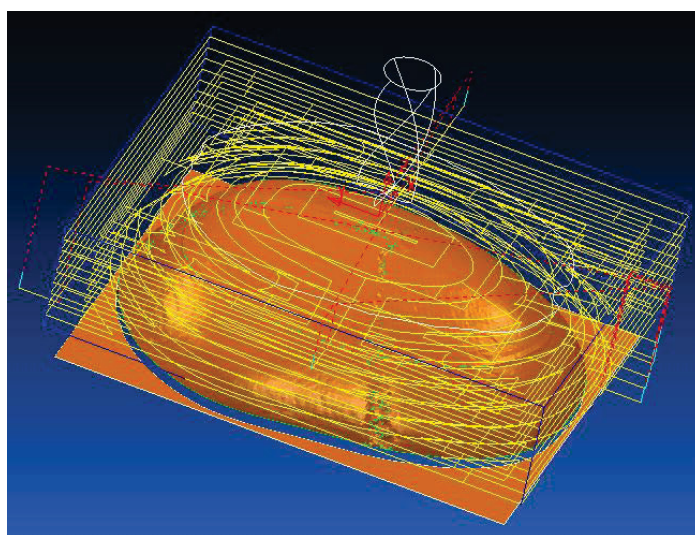


Fig. 4.12 – Estratégia de desbaste da superfície externa no *PowerMill 3.0*.

4.6.2.7 Acabamento da superfície externa

Esta operação foi realizada em duas fases: na primeira (ver Figura 4.13), empregou-se uma estratégia de “varredura (*raster*)” até a profundidade (direção Z) de 32mm. Após este nível (profundidade Z), alterou-se a estratégia para “Z constante” (ver Figura 4.14), com o intuito de evitar o rompimento prematuro da prótese em relação ao bloco, diminuindo a profundidade de corte de cada passada de forma que a prótese pudesse ser desprendida suavemente.

A primeira fase foi realizada nas seguintes condições:

- Estratégia: varredura *raster*;
- V_c [m/min]: 226 no diâmetro máximo da fresa;
- V_f [mm/min]: 2.100;
- a_p [mm]: variável, máximo de 0,3 mm;
- a_e [mm]: variável de acordo com a superfície, e
- Ferramenta: Fresa de ponta esférica com duas pastilhas em metal duro revestido; marca *KIENINGER*; modelo *WPR 12-N-CPN266* e raio 6 mm.

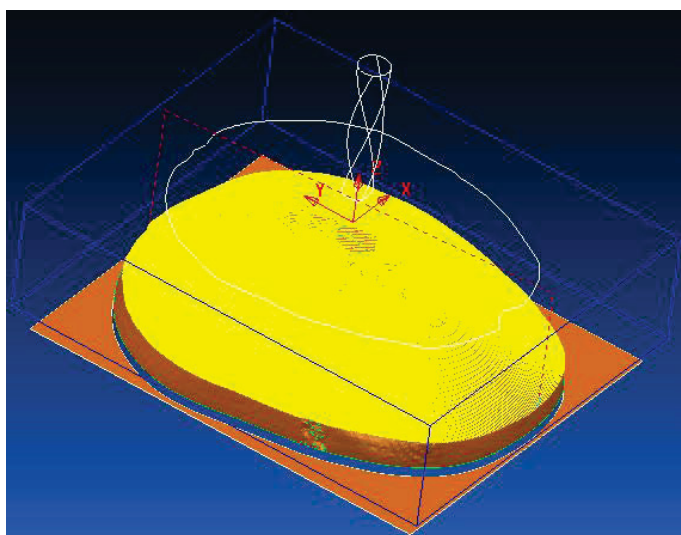


Fig. 4.13 – Estratégia de acabamento da superfície externa no *PowerMill 3.0*.

Na segunda fase (ver Figura 4.14), além de dar continuidade no acabamento da superfície externa, a remoção do cavaco em Z constante permitiu que somente a última passada no contorno externo fosse coincidente com o rebaixo interno (cfr. Figura 4.8), ocasião em que a prótese atingiu a possibilidade de soltar-se da base. Esta etapa foi realizada nas seguintes condições:

- Estratégia: Z constante com limpeza de área;
- V_c [m/min]: 375;
- V_f [mm/min]: 2.500;

- ap [mm]: 0,15;
- ae [mm]: variável, máximo de 18mm;
- Ferramenta: fresa de topo com duas pastilhas em metal duro. Diâmetro de 20 mm e marca *FETTE-LTM* modelo ART. NR. 1069454.

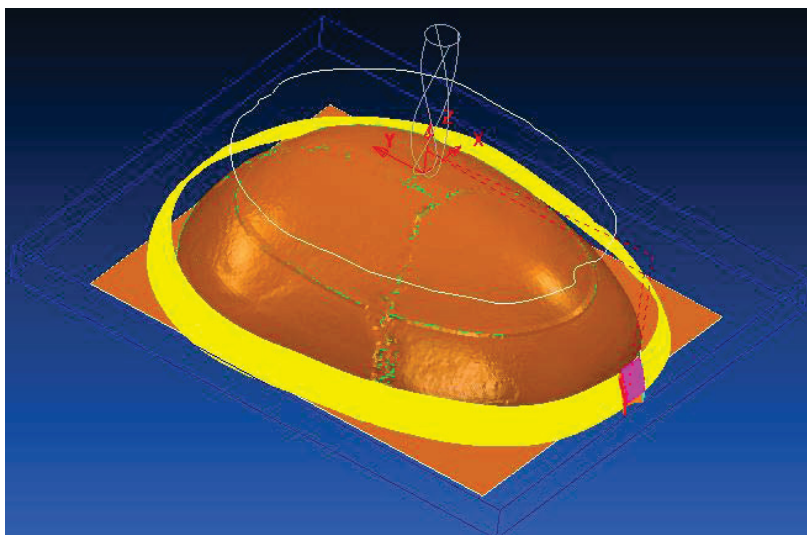


Fig. 4.14 – Estratégia de continuidade do acabamento da superfície externa, e separação da prótese do bloco de fixação. Simulação realizada no *PowerMill 3.0*.

4.6.3 Inspeção

Após a execução de todas as etapas de usinagem, a prótese foi retirada da máquina e inspecionada. Os instrumentos empregados foram: paquímetro marca *Mitutoyo* com capacidade de 0 a 300mm e resolução de 0,02 mm, além de um traçador de altura com capacidade de 0 a 450mm e resolução de 0,02 mm equipado com um relógio apalpador.

As medições foram avaliadas no plano “X-Y” tomando-se as distâncias maiores nas duas direções e a altura mensurada pela distância entre o ponto superior (direção “Z”) e o plano de apoio para a superfície plana.

Capítulo 5

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Dentro dos limites do escopo deste trabalho, tal como foi exposto no Capítulo 1, não existe aqui a pretensão de se apresentar uma análise causal profunda, nem mesmo uma proposta de otimização, sobre os resultados encontrados. Este Capítulo se limita à síntese do estudo exploratório proposto, cujo objetivo foi avaliar a viabilidade da aplicação da usinagem direta enquanto alternativa para fabricação de próteses para cranioplastia. Isto conduz à uma abordagem mais pragmática na exposição dos dados. Não obstante, procurou reportar-se à literatura corrente, sempre que possível, com o intuito de estabelecer contrapontos e indicar outras direções para interpretações.

Os resultados e discussões são apresentados em duas partes. Na primeira, se discute exequibilidade da metodologia proposta, observando sua reprodutibilidade desde a fase de preparação do crânio, passando pelas imagens tomográficas obtidas, pelo comportamento dos *softwares* gráficos utilizados nas fases de tratamento das imagens, vetorização e reconstrução tridimensional, até à fase de fabricação, onde se avaliam as formas do cavaco obtido e o tempo de fresamento em cada uma das etapas de usinagem. A segunda parte é dedicada aos resultados da inspeção visual e dimensional desde a fase de preparação até a usinagem.

5.1 EXEQUIBILIDADE DA METODOLOGIA PROPOSTA

5.1.1 Preparação do Crânio

A etapa inicial de preparação do crânio foi de suma importância para a manutenção do mesmo em uma referência constante durante as etapas subseqüentes. Entretanto, a determinação dos referenciais não atingiu o esperado. Isto se deve, por um lado, à utilização dos tubos de cateter empregados como referenciais. O silicone, material principal na

composição dos mesmos, possui baixa rigidez, o que, associado às irregularidades inerentes à superfície craniana, implicou em erros durante à medição por contato (MMC e paquímetro) e de alinhamento na fixação dos tubos, respectivamente.

Além disso, a superfície irregular da calota craniana impediu o posicionamento dos tubos sobre as regiões de interesse, em especial sobre a sub-região escolhida para confecção da prótese. Isto impediu (ver seção 5.2) uma comparação das dimensões da prótese com aquelas encontradas sobre os tubos marcadores, por mais que as medições fossem executadas sobre o ponto médio na direção axial dos tubos e sempre no plano “X-Y”, como foi visto na seção 4.2.

Em resumo, pode-se concluir sobre a precariedade desta técnica, devido a sua possível influência sobre os resultados da análise dimensional (por contato) sobre os tubos. Não obstante, a radiopacidade desses marcadores garantiu a visibilidade dos mesmos em todas as imagens, servindo de “referenciais” para a inspeção sem contato (utilizando as ferramentas de medição dos sistemas gráficos).

Além disso, partindo-se do suposto que o alinhamento do suporte do crânio na MMC é reproduzível no tomógrafo, faz-se necessário apenas a determinação do ponto de início (ou final) da varredura, na direção “Z”. Isto coincide com o ponto referencial de número 16, conforme apresentado na Figura 4.3. Dessa forma, pode-se afirmar que os desvios dimensionais induzidos pelo posicionamento e fixação do crânio, só podem ocorrer (ver seção 5.2) caso o suporte esteja desalinhado durante a obtenção das imagens, ou pela ausência do ponto referencial de número 16.

Deve-se mencionar ainda que a metodologia proposta deve produzir resultados superiores àquela reportada por CHOI *et al.* (2002) e por GUSMÃO, SILVEIRA e ARANTES (2003), em que são utilizadas marcas anatômicas como referenciais na superfície craniana. Por mais que flexíveis, a técnica da fixação dos tubos adotada neste trabalho proporcionou pontos de contato bem definidos para os instrumentos de medição utilizados.

5.1.2 Imagens Tomográficas

De um modo geral, pode-se dizer que as 149 imagens tomográficas foram obtidas de acordo com o planejado, pois após a definição dos parâmetros operacionais do tomógrafo, a varredura é feita de forma automática. Além disso, o equipamento e o sistema de aquisição de

imagens utilizado neste trabalho possui recursos similares àqueles reportados na maioria dos trabalhos encontrados na literatura corrente.

Deve-se ressaltar que devido à composição (osso + ar) do volume tomografado, ocorreram em todas as imagens o aparecimento de porosidade nas paredes ósseas. Isto era esperado, pois por se tratar de um crânio seco, não possui os componentes orgânicos da matriz extracelular e apresentará portanto a densidade igual a do ar (-1000 HU). Entretanto, essa porosidade dificulta a separação de regiões na segmentação e, por conseguinte, a vetorização dos contornos. A Figura 5.1 exibe alguns resultados na segmentação de uma fatia ($Z = 85$, do total de 149 seções) convertida para 8 bits: primeiramente foi utilizado um limiar de 25 (cfr. Figura 5.1 (b)), na escala de 0 a 255; observa-se que quando se aplica a esta mesma fatia um limiar um pouco maior, como o de 50 (ver Figura 5.1 (c)), surgem novas regiões relacionadas com a porosidade e com os contornos ilhados (cfr. setas na mesma figura).

Apesar disso, deve-se observar que para a região de interesse, avaliada neste trabalho, a porosidade não compromete, pois o que interessa são os contornos internos e externos do osso. Não obstante, faz-se necessário uma melhor avaliação em relação ao valor de limiar escolhido, no caso de uma segmentação manual executada para eliminar as porosidades.

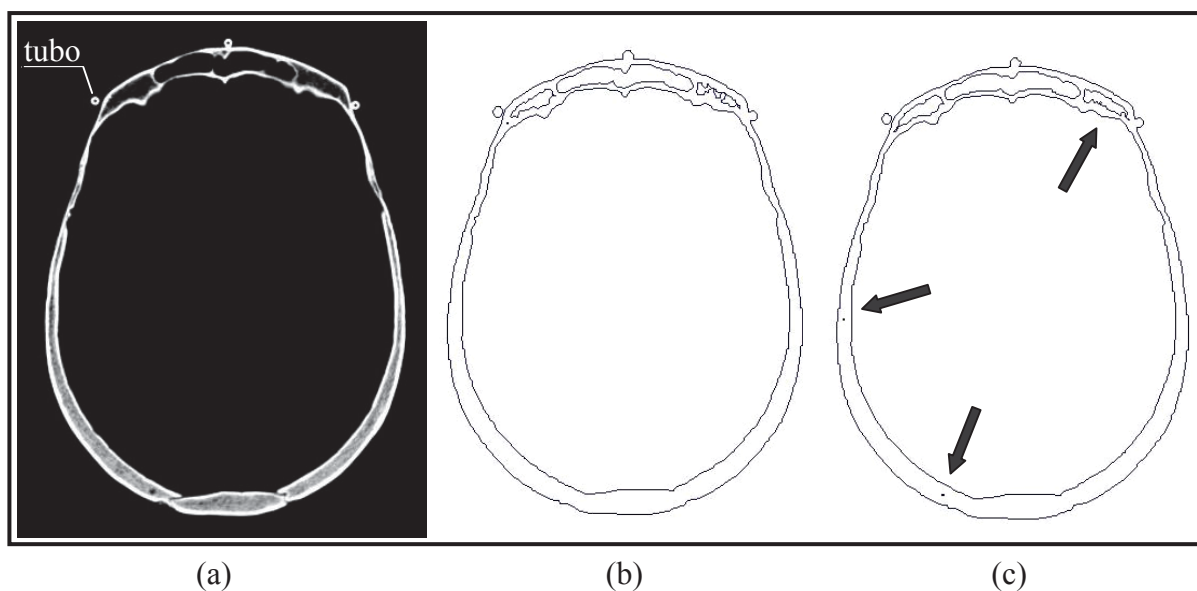


Fig. 5.1 – Resultados em segmentação de fatia tomográfica ($Z = 85$, de um total de 149) utilizando diferentes valores de limiar. Em (a), imagem original; em (b), aspecto da imagem utilizando um limiar de 25 (na escala de 0 a 255); em (c), aspecto utilizando um limiar de 50.

Quanto aos contornos do crânio constituírem uma geometria complexa, pode-se analisar a Figura 5.2, a qual exibe duas fatias tomográficas do exame realizado no crânio seco. A Figura 5.2 (a) exibe uma imagem que contém múltiplos contornos, além de alguns detalhes das suturas; a Figura 5.2 (b) mostra a definição dos contornos interno e externo.

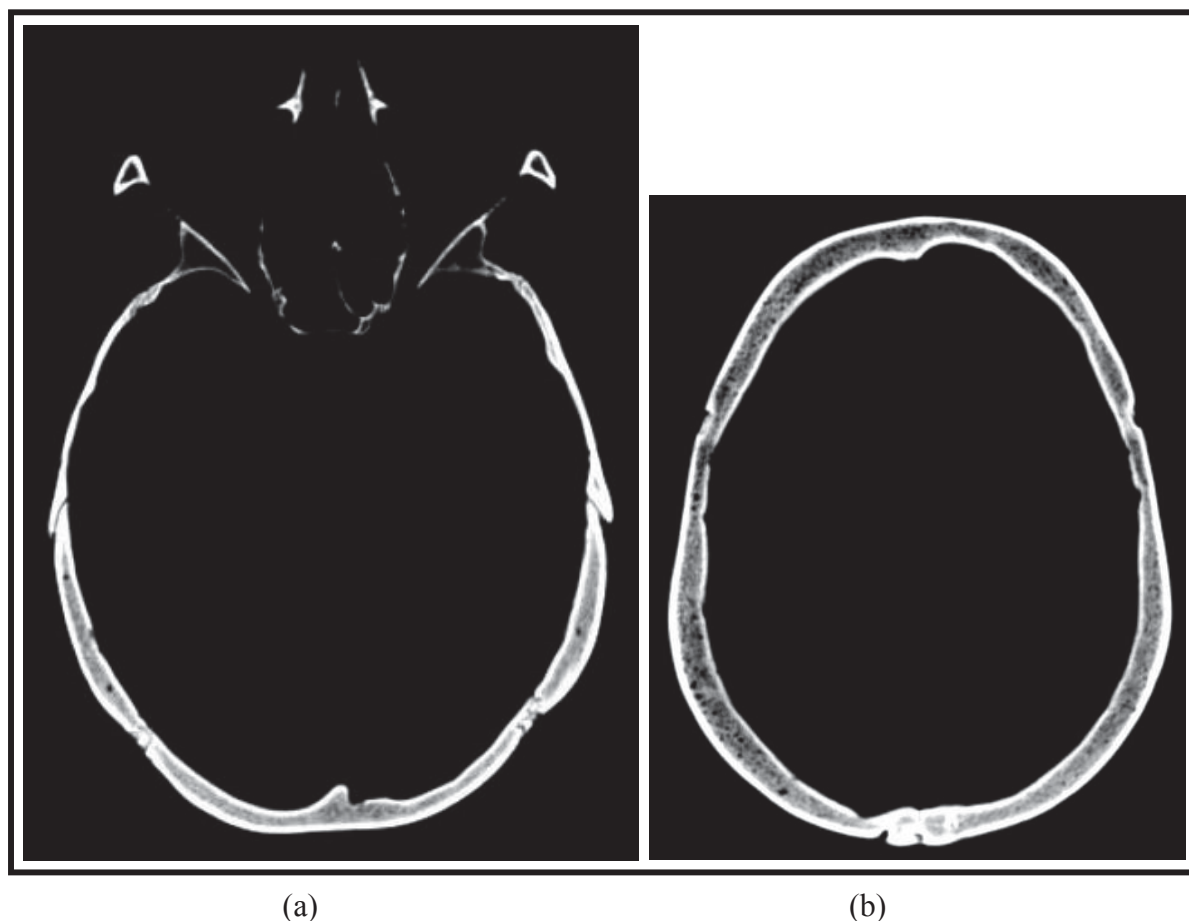


Fig. 5.2 – Complexidade das imagens tomográficas do crânio. Em (a), aspecto da fatia tomográfica n. 53; em (b), aspecto da fatia n. 115.

5.1.3 Reconstrução Tridimensional com a Utilização de *Softwares CAD*

Ao longo do trabalho, foram analisados diversos *softwares* diferentes para fazer a etapa de reconstrução tridimensional. Os principais *softwares* analisados foram o *AutoCAD* da *Autodesk* (veja-se AUTODESK (2004)), o *3D Studio MAX* da *Discreet* (veja-se DISCREET

(2004)), o *SolidWorks* da *SolidWorks Corporation* (veja-se SWC (2004)) e o *Rhinoceros 3D* da *Robert McNeel & Associates* (veja-se McNEEL (2004)).

Foram realizadas várias tentativas de reconstrução em cada um dos *softwares* citados acima. O *AutoCAD* foi descartado⁷⁷ logo no princípio por não apresentar a ferramenta “*loft*”. As reconstruções realizadas no *SolidWorks* geraram um problema de “superfícies auto interceptadas”, que também é identificado no *Rhinoceros* quando a reconstrução incluía a problemática das bifurcações (cfr. seção 3.2.4). A ferramenta do *3D Studio* apresentou resultados razoáveis, porém de utilização bastante complexa.

Por mais que a utilização desta abordagem com *softwares CAD* não possibilitou a reconstrução total do modelo do crânio, como foi visto na seção 4.4.2, e que apresenta a desvantagem de ser um processo demorado por envolver muitas operações manuais, pode-se dizer, entretanto que o formato dos arquivos gerados pelo *Rhinoceros* são diretamente compatíveis com a tecnologia *CAM*; além disso, pôde-se simular uma osteotomia utilizando as ferramentas de edição do *software* e separar outras regiões dentro da sub-região utilizada. Quanto ao custo, o *DicomWorks* é *freeware* e portanto pode ser utilizado sem restrições. O *Vextractor* pode ser adquirido por US\$ 99,00 a licença. O *Rhinoceros 3D* custa US\$ 895,00, porém versões com propósitos educativos, podem ser adquiridas por preços relativamente menores.

A seguir são expostos as etapas e os resultados desta abordagem.

5.1.3.1 Utilização do *software* ‘DicomWorks’ para conversão do formato DICOM

O objetivo foi converter as imagens *DICOM* (veja-se Figura 5.3, com a visualização das 149 imagens tomográficas adquiridas do crânio) para o formato *JPEG* com informação do paciente (ver fig. 5.4 (a)), no tamanho de matriz original de 512 x 512 *pixels* (ver fig. 5.4 (b)) e sem qualquer *fator de compressão* (“qualidade 100%”), para que não houvesse nenhuma perda na resolução gráfica.

⁷⁷ Embora outros *softwares* que partiram da família *AutoCAD*, como o *Mechanical Desktop* (veja-se MDT (2004)) possuam ferramenta “*LOFT*”, não dispúnhamos de tal versão.

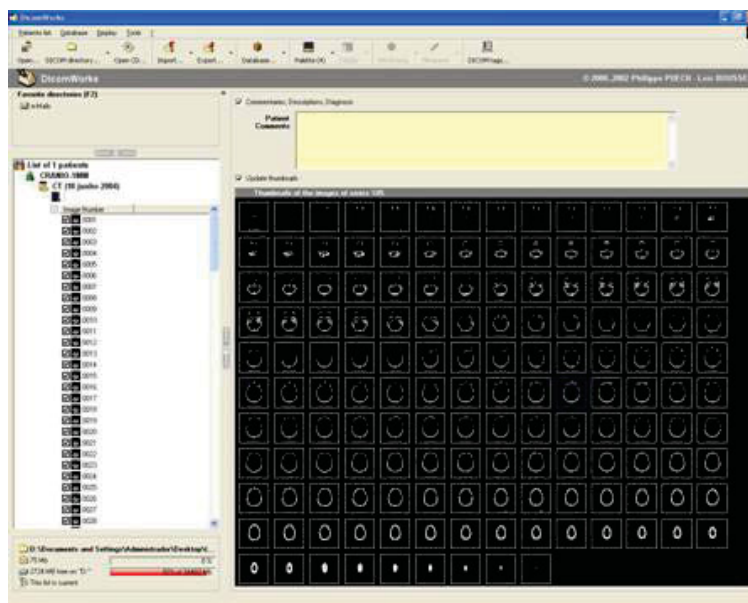
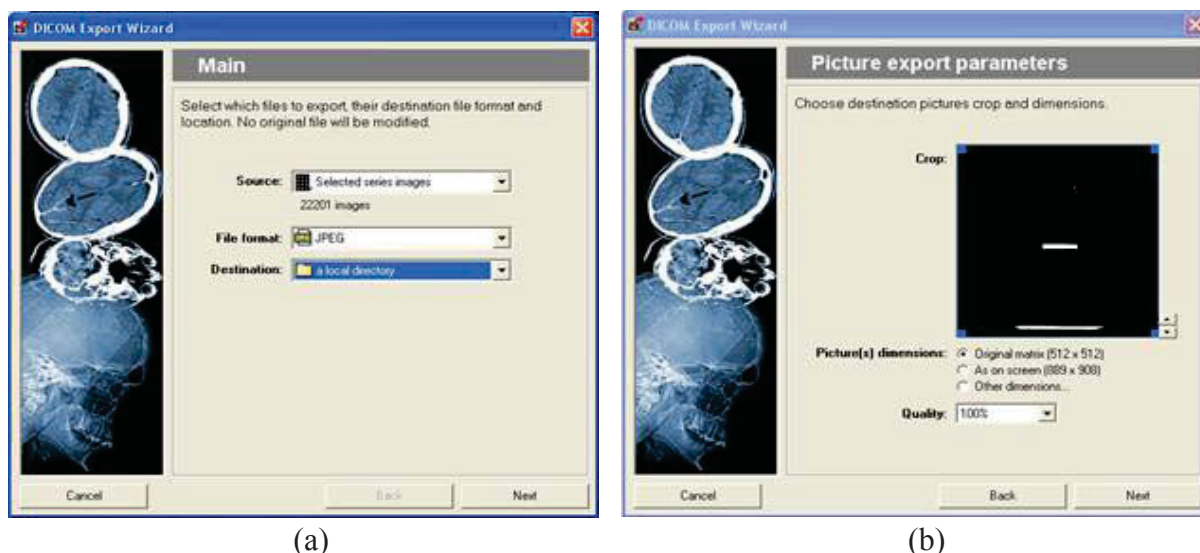


Fig. 5.3 – Imagem da tela do *software DicomWorks* versão 1.3.5.

O processo de conversão das imagens foi rápido, podendo ser realizado selecionando-se todas as imagens de uma única vez. O *DicomWorks* permitiu também que fossem realizadas medições nas imagens, o que será abordado mais adiante (seção 5.2).



(a)

(b)

Fig. 5.4 – Conversão das imagens com o *software DicomWorks* versão 1.3.5. Em (a), seleção do formato de exportação; em (b), seleção dos parâmetros de exportação do arquivo.

5.1.3.2 Utilização do software ‘Vextractor’ para vetorização das imagens

Para que as imagens em *JPEG* obtidas pelo *DicomWorks* pudessem ser vetorizadas, sofreram o processo de limiarização dentro do próprio *Vextractor*. Para tanto, foi adotado o valor de limiar (*threshold*) padrão do *Vextractor* igual a 128 (na escala de 0 a 255). Esse procedimento é apresentado na Figura 5.5.

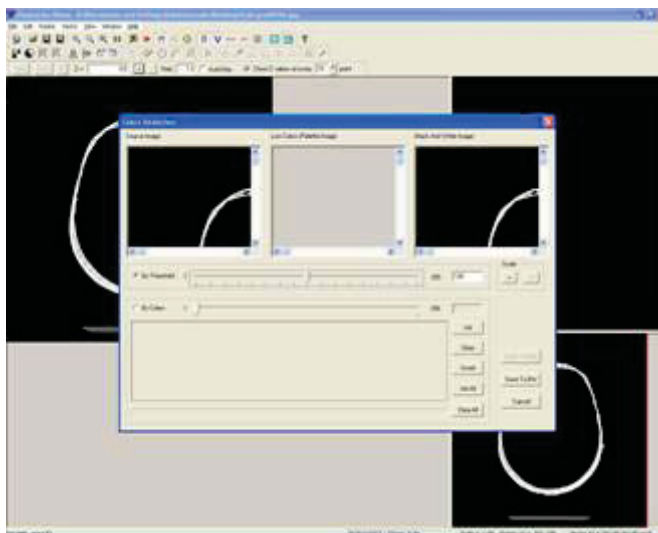


Fig. 5.5 – Limiarização no software *Vextractor* – versão demonstrativa 2.40.

A seguir, foi utilizada a técnica de construção de linhas externas (*outline*) e após a vetorização dos contornos, a imagem foi salva em formato *DXF*, apesar de algumas limitações⁷⁸ e de requerer certo tempo, já que as 149 imagens não podiam ser vetorizadas conjuntamente, mas sim a cada fatia.

5.1.3.3 Utilização do software ‘Rhinceros 3D’ para modelagem tridimensional

As imagens vetorizadas produziram arquivos com duas *polylines*, representando as superfícies interna e externa, além das marcas d’água mencionadas anteriormente. Os arquivos foram importados para dentro do *Rhinceros 3D*, mantendo-se o espaçamento de 1

⁷⁸ Operações como ‘salvar’ só podiam ser realizadas um número limitado de vezes e estas ainda tinham o inconveniente de apresentar uma “marca d’água” como fundo da imagem, removida posteriormente com a utilização do software *Rhinceros 3D*.

mm entre cada fatia, respeitando o espaçamento oriundo do exame tomográfico. Após importar todas as imagens, as marcas d'água foram apagadas.

Como o crânio é um objeto complexo e as ferramentas *CAD* não eram capazes de reconstruir todo o modelo, o estudo desenvolvido focalizou apenas a reconstrução da parte ou calota superior do mesmo, propriamente a região compreendida entre as fatias tomográficas de número 85 até 149, ou seja, os 64 mm superiores do crânio.

Os arquivos *DXF* tinham 512 x 512 mm de dimensão. O arquivo *DICOM*, rico em informações adicionais, trazia também o fator de escala '*pixel* : mm' a ser utilizado⁷⁹; assim, ao importar as fatias em *DXF*, foi aplicado o fator 'escala / tamanho de *pixel*' para que o modelo permanecesse na escala 1:1.

Por se tratar de contornos⁸⁰ vetorizados, a ferramenta mais conveniente para a modelagem do sólido foi o "*loft*", que realizou uma "transição" passando pelos dados contornos (bidimensionais) fechados, dispostos paralelamente a cada 1mm. Assim, utilizou-se um total de dois "*loft*'s": um para os contornos externos e outro para os contornos internos, ambos no mesmo plano. Em seguida, foi feita uma operação de subtração entre os dois "*loft*'s".

O padrão de "*loft*" do *Rhinoceros 3D* implica na criação de uma superfície sem nenhuma simplificação. Essa superfície é criada sem maiores problemas enquanto o programa visualiza o modelo em modo *wireframe*, conforme a Figura 5.6. Porém, a manipulação do modelo do crânio no modo *shaded* verificou-se impraticável, dada a configuração do computador utilizado e por se tratar de superfícies muito complexas.

⁷⁹ O tamanho do *pixel* era de 0,488281mm.

⁸⁰ Outro método de modelagem tridimensional é, por exemplo, a utilização das "nuvens de pontos".

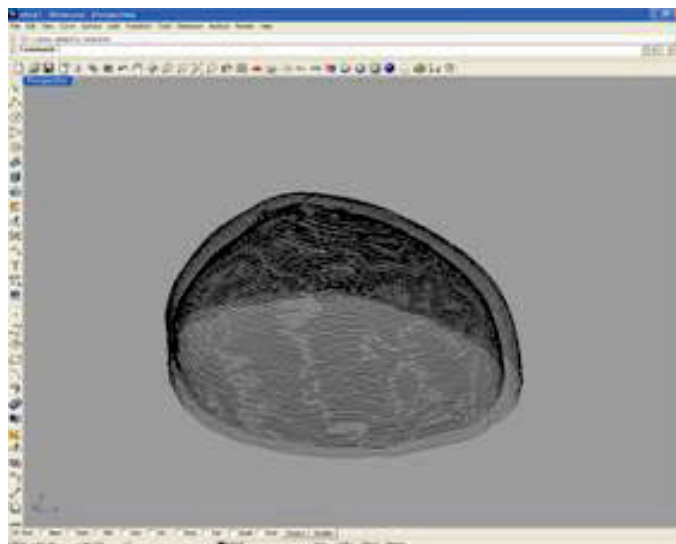


Fig. 5.6 – Modelo reconstruído no *software Rhinoceros 3D*. Exibição no modo *wireframe*.

A vantagem do *Rhinoceros 3D* em relação aos outros *softwares* analisados, é que no momento da criação de um “*loft*”, o mesmo se dá em *NURBS* (*Nonuniform Rational B-Splines*). De forma geral, trata-se de um método para definir curvas, com base em pontos de controle, vindo a delimitar a superfície reconstruída. Ocorre que, ao realizar o “*loft*”, o *Rhinoceros 3D* permite que seja definido o número de pontos de controle que delimita a superfície em questão, vindo a possibilitar que o arquivo possa ser manipulado quanto a sua definição.

Primeiramente, foram criados alguns modelos com base na variação do número de pontos de controle solicitado. Um número menor de pontos de controle indica que a superfície será mais simplificada. À medida que o número é aumentado, aumenta também a definição das superfícies do modelo e, conseqüentemente, o tamanho do arquivo.

Um efeito observado com número de pontos de controle reduzido foi uma espécie de “sanfonamento” superficial nas reconstruções, conforme é exibido na figura 5.7 (a), com os modelos reconstruídos com 10, 20 e 30 pontos de controle. Esse problema foi em parte corrigido aumentando-se o número de pontos de controle utilizado e realizando o “*loft*” da superfície (cfr. Figura 5.7 (b)).

No *Rhinoceros* foram escolhidos dois formatos para exportar o modelo tridimensional: *IGES* e *STL*, que são reconhecidos pelo *software CAM* utilizado. O formato *IGES*, que trabalha com *NURBS*, foi exportado com 75 pontos de controle e ficou com 2,42 MB. Já o arquivo em *STL* ficou com 2,39MB (com cerca de 47.000 triângulos).

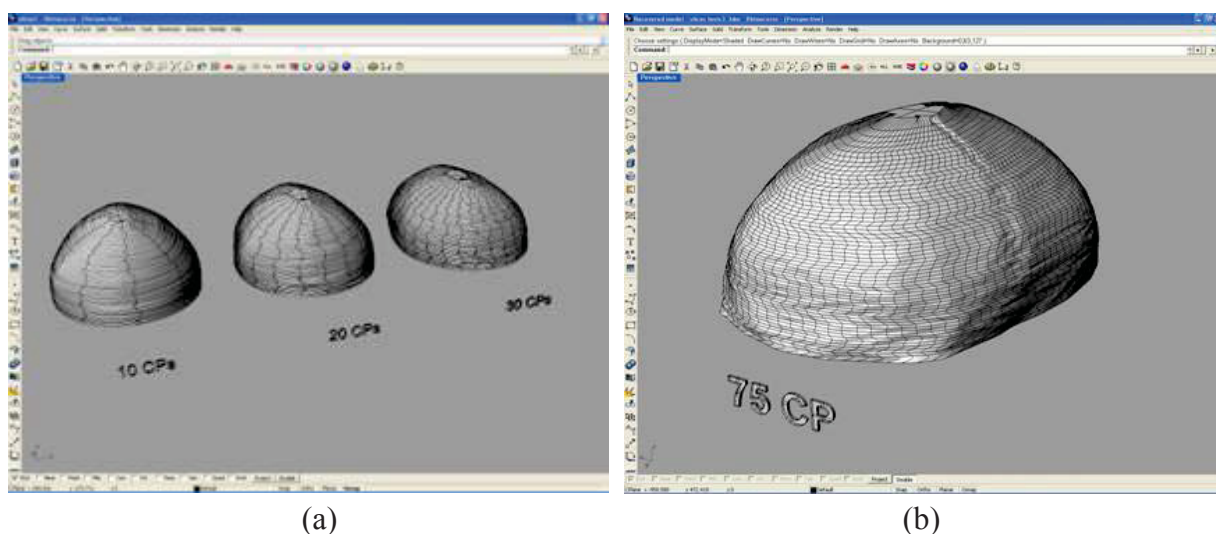


Fig. 5.7 – Modelos reconstruídos no *software Rhinoceros 3D*. Em (a), reconstruções com 10, 20 e 30 *pontos de controle* e efeito de “sanfonamento”; em (b), reconstrução utilizada, com 75 *pontos de controle*.

5.1.4 Reconstrução Tridimensional com a Utilização de *Softwares* Dedicados

A vantagem desta abordagem é o tempo necessário para que se obtenha o sólido tridimensional final. Tanto o *Mimics* como o *3D Doctor* são bastante rápidos nesse aspecto. Apesar do propósito de trabalhar também com o *software InVesalius*, a fase da reconstrução não pôde ser realizada por insuficiência do *hardware* utilizado. Assim, utilizaram-se apenas dois *softwares* dedicados, que importam as imagens tomográficas em formato *DICOM*, fazem a segmentação, a limiarização (de acordo com valores definidos pelo usuário, que implicará em diferentes sensibilidades para detecção das bordas) e então, possibilitam que sejam feitas as reconstruções tridimensionais do modelo. Estes *softwares* permitiram que o crânio fosse reconstruído completamente, dado que tratam dos múltiplos contornos e bifurcações. A questão do investimento inicial tem um peso bastante importante. O *Mimics* é vendido por um valor em torno de US\$ 15.000,00, enquanto o *3D Doctor* custa US\$ 4.800,00 a licença. Por ser uma versão de demonstração bastante limitada, o *3D Doctor* não pôde ser experimentado em toda a sua plenitude, ao contrário do *Mimics*, que é uma versão *trial* 100% funcional. Não puderam ser testadas as ferramentas de simulação de osteotomia, dado que não era o objetivo principal deste primeiro estudo exploratório. Os resultados da utilização das ferramentas de

medição podem ser vistos na seção 5.2. A seguir são descritos os resultados na utilização dos dois *softwares*.

5.1.4.1 Utilização do *software* '3D Doctor' para reconstrução tridimensional

Uma limitação com relação à versão “demonstrativa” utilizada para o *3D Doctor* foi a impossibilidade de exportar o sólido gerado. A Figura 5.8 apresenta o modelo reconstruído pelo *3D Doctor*, a partir das imagens tomográficas.

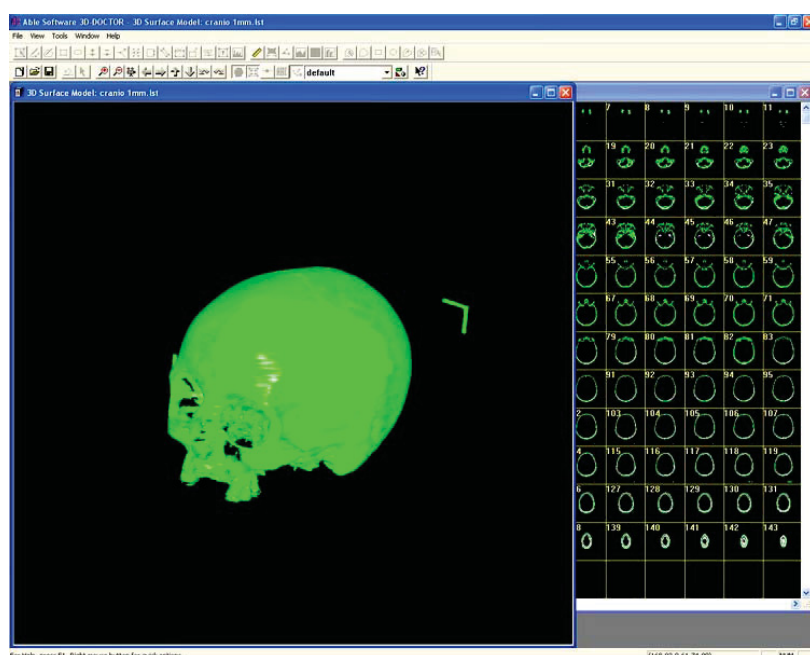


Fig. 5.8 – Modelo do crânio reconstruído no *software* 3D Doctor.

5.1.4.2 Utilização do *software* 'Mimics' para reconstrução tridimensional

Utilizando a versão *trial* do *Mimics* da *Materialise*, conseguiu-se facilmente reconstruir o modelo, como está exposto por meio da Figura 5.9. O modelo reconstruído foi exportado nos formatos *IGES* (que ficou com 27,3 MB) e *STL* (que ficou com 2,84 MB); estas operações não foram subsequentes, ou seja, ambas partiram do modelo reconstruído originalmente, para garantir que a conversão de um formato não interferisse na precisão do outro.

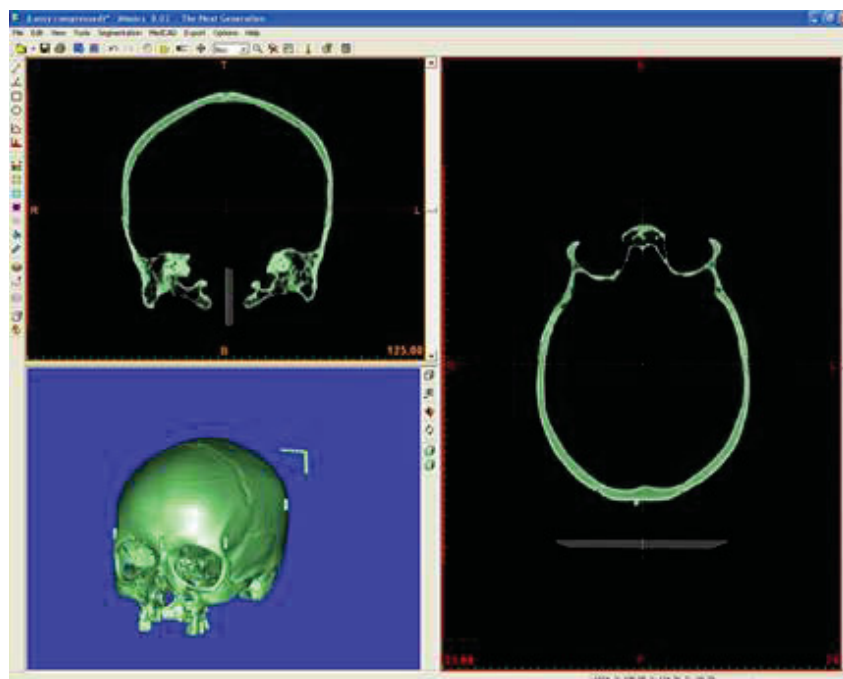


Fig. 5.9 – Modelo do crânio reconstruído no *software Mimics*.

Definição da sub-região a ser Usinada

As reconstruções obtidas pelos dois métodos estão representadas na Figura 5.10. Os dados da comparação dimensional não puderam ser conclusivos, mas estima-se que, pelas limitações ainda existentes nos *freewares* e nos *softwares* que trabalham com modelos vetorizados da área mecânica, as duas ferramentas dedicadas para a área médica que foram utilizados sejam mais precisos. Dentre estes, pode-se verificar uma reconstrução mais detalhada das suturas cranianas (veja-se Figura 5.11) por parte do *Mimics*, que foi o *software* escolhido para constituir uma sub-região do crânio que representasse uma possível prótese. Essa sub-região possui toda a complexidade das superfícies interna e externa do crânio, mas apresenta uma simplificação quanto ao plano bidimensional (fatia) que a limita. Assim, pode-se verificar o modelo a ser usinado na Figura 5.12, que apresenta o modelo reconstruído desde a fatia de número 105 (simplificação) até a 149. Estas simplificações também foram impostas devido ao processo de usinagem, como será visto na seção 5.1.5.

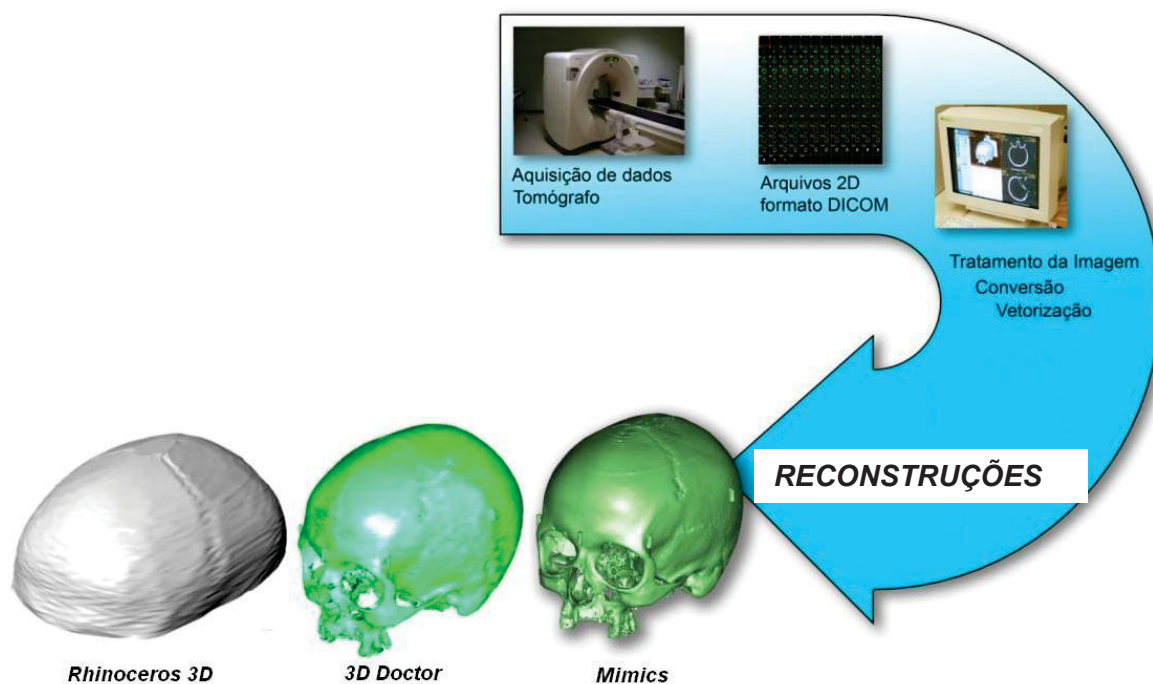


Fig. 5.10 – Fluxo de operações para a reconstrução de modelos tridimensionais a partir de imagens oriundas de tomógrafos.

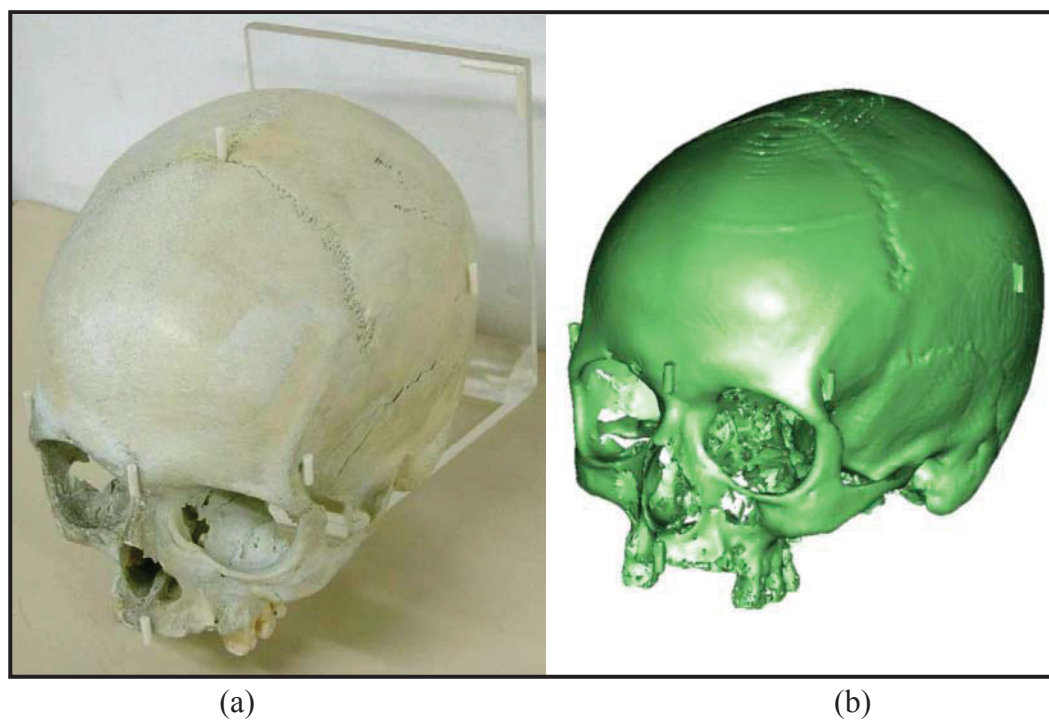


Fig. 5.11 – Complexidade da superfície do crânio, ressaltada na região das suturas. Em (a), modelo físico utilizado; em (b), reconstrução a partir do software *Mimics*, que melhor reproduziu a complexidade da superfície.

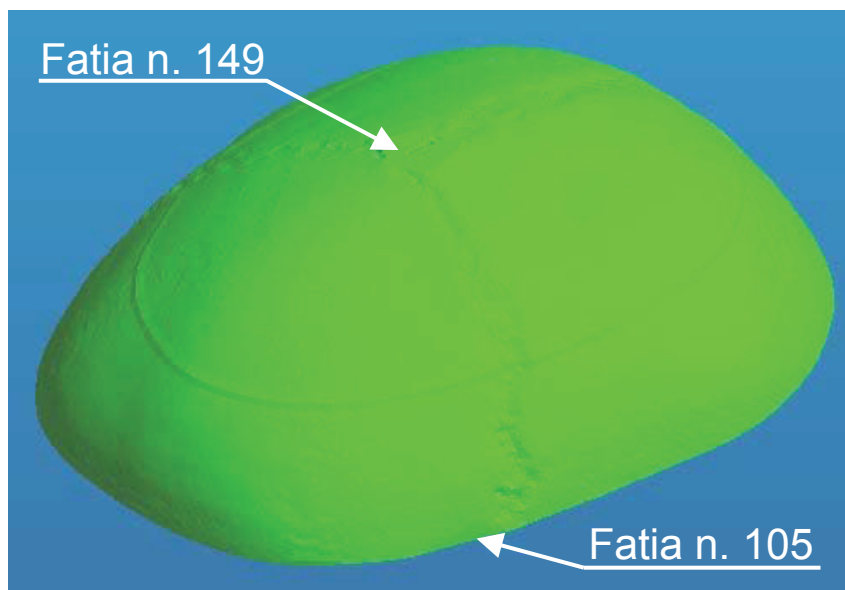


Fig. 5.12 – Reconstrução da sub-região do crânio a partir do *software Mimics*, constituindo o modelo a ser usinado.

5.1.5 Simulação da Usinagem

Por uma questão de evitar vários reposicionamentos do bloco em acrílico durante a usinagem, que seria ocasionado se fosse abordada a problemática dos sombreamentos de regiões (superfícies negativas), optou-se por usinar a maior sub-região possível, desde que não contivesse, tanto externa como internamente, essas regiões. Isto poderia ser contornado, por outro lado, com a utilização de uma máquina com cinco eixos comandados. Entretanto, como se dispunha apenas de três eixos (ver seção 4.6.2), alternativa seria dividir o modelo do crânio completo em várias regiões menores, mas essa possibilidade não faz parte do escopo proposto. Assim, a utilização do modelo reconstruído desde a fatia tomográfica de número 105 até a 149 necessita de um mínimo de duas fixações, que é o que foi utilizado. A Figura 5.16 e o exposto a seguir dão uma idéia dessa simplificação. Pode-se observar que, para a usinagem da superfície interna, utilizou-se a estratégia de “Z constante com limpeza de área” (cfr. seção 4.6.2.3). A cavidade foi obtida a partir da superfície do bloco, removendo o acrílico sempre a uma maior “profundidade” em “Z”, até atingir a última camada (cfr. Figura 4.7 (b), sobre a orientação dos eixos da máquina). Pode-se observar na Figura 5.16 que os contornos maiores foram usinados primeiro, dando ocasião à passagem da ferramenta e do

porta-ferramentas (veja-se também PARK (2003)). Isto pôde ser realizado em função da simplificação. Se a sub-região fosse constituída a partir de camadas tomográficas inferiores à de número 105, a usinagem dessas fatias implicaria na impossibilidade de usinar material das camadas de maior “profundidade Z”, por não poder dar ocasião à passagem da ferramenta sem colisões ou danificação de outras superfícies já usinadas. Para contornar este problema numa máquina com três eixos comandados, sem recorrer à possibilidade de subdividir o modelo em questão, pode-se também recorrer a mais fixações, proporcionando um posicionamento que permita a usinagem dessas superfícies sombreadas.

Por uma questão de trabalhar com arquivos menores, utilizou-se a reconstrução da sub-região no formato *STL*, que não apresentou complicações, tanto no *EdgeCAM*, como no *PowerMill*. Simulações de usinagem puderam ser realizadas nos dois *softwares*, mas por uma questão de tempo a simulação definitiva foi elaborada somente por meio do *PowerMill*.

Deve ser ainda dito que a escolha da melhor técnica (“Z constante” ou *raster*) a ser empregada na usinagem da prótese deve ser mais bem estudada. Particularidades da superfície interna poderiam ser também consideradas de forma mais grosseira, uma vez que algumas alterações não implicam em perda da sua funcionalidade, nem prejudicam o aspecto estético. De qualquer forma, esses detalhes foram reproduzidos por usinagem na prótese em questão.

5.1.6 Preparação do Acrílico

O manuseio com o material na obtenção do bloco em acrílico apresentou algumas dificuldades, sobretudo por se tratar de uma prótese de grandes dimensões. Isto impossibilitou a utilização de algumas técnicas de obtenção de um material mais homogêneo, como seu confinamento dentro de uma autoclave durante a autopolimerização. A autoclave que se dispôs só foi capaz de conter o material nas primeiras etapas da constituição do bloco. A inexperiência no preparo de tamanha quantidade de material orientou que o bloco fosse preparado em várias etapas, polimerizando várias vezes porções de acrílico até que constituísse o bloco com as dimensões requeridas. Pôde-se também comprovar as altas temperaturas de polimerização, conforme foi mencionado na seção 2.2.3.

Julgou-se que os resultados obtidos neste item foram ruins, como se observa na Figura 5.13, pela presença de porosidade, bolhas, pequenos vazios, clara distinção das fases de preparo e deformidade geométrica. Por outro lado, estima-se que a preparação de uma

quantidade ainda maior de material para minimizar o número de fases possa acarretar ainda mais bolhas e riscos até de uma autopolimerização incompleta, se não condicionado em autoclave conveniente.

Dadas as dificuldades, também se vislumbra a possibilidade de moldar o material de outra maneira, empregando outras técnicas, elaborando alternativas de usinagem a partir de um bloco inteiriço. Alternativa seria também a utilização de acrílico para microondas, que proporcionaria melhores resultados no que se refere à homogeneidade do material, ou ainda a usinagem a partir de um bloco laminado de *PMMA*.

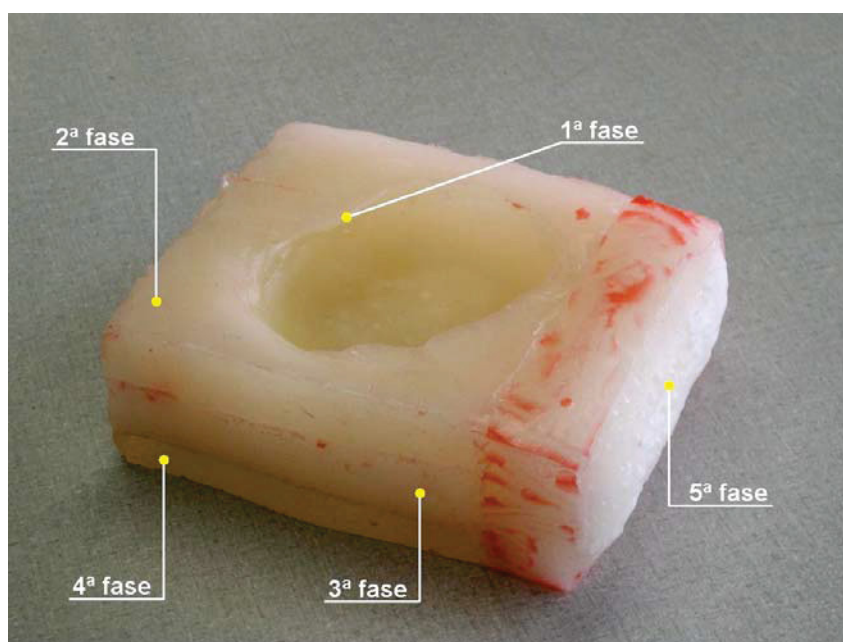


Fig. 5.13 – Produtos utilizados na preparação do bloco de acrílico (*PMMA*).

5.1.7 Usinagem

Como o bloco de acrílico constituído apresentava-se com uma série de irregularidades geométricas oriundas do seu preparo, a usinagem teve como fase inicial o esquadrejamento do bloco. Em seguida, o mesmo foi posicionado conforme mostra a Figura 5.14. Apesar dessas deformidades, esse material apresentou uma excelente usinabilidade, a qual pode ser comprovada por:

- não necessitar o uso de fluido de corte (nem mesmo para a remoção de cavaco), o que é excelente do ponto de vista da contaminação das próteses;
- utilizarem-se valores elevados de velocidades de corte (V_c) e de avanço (V_f); porém, uma otimização faz-se necessária;
- apresentar bons resultados no acabamento das superfícies. Os mesmos podem ser melhor observados nas regiões com poucos poros (cfr. a quarta fase do material, na Figura 5.13). Deve-se também ressaltar que esses resultados foram encontrados apesar do uso de um ferramental não dedicado, já que empregou-se o mesmo recomendado para o fresemaneto de metais (aços mais especificamente);
- não apresentar ‘empastamento’ das arestas de corte, o que poderia causar danos tanto ao material como à superfície usinada;
- cavacos em fita curtos (devido à baixa penetração utilizada), conforme as Figuras 5.15 e 5.18, e, em forma de lascas nos acabamentos, conforme as Figuras 5.17 e 5.19. A forma de lascas, que em alguns casos pode ser vista como um resultado ruim, aqui mais deve-se à porosidade do material.

Deve-se ressaltar que houve grande facilidade no que se refere à fixação por meio do adesivo utilizado (cfr. seção 4.6.2.5). Entretanto, isto se deu mais propriamente pela atribuição de uma superfície plana na prótese, que a limitasse; caso isto não ocorresse, seria necessário um maior aprofundamento sobre outras técnicas de fixação. Pôde-se também verificar que os tempos de usinagem foram relativamente baixos, o que colabora com a aplicabilidade da técnica. A Tabela 1 mostra os tempos de preparação e corte da prótese para cada uma das etapas na usinagem da prótese, totalizando aproximadamente sete horas e considerando que já se dispunha da base retificada que foi utilizada (cfr. seção 4.6.2.5). No tempo de preparação estão incluídas as fixações referenciadas do bloco e posicionamento e troca de ferramentas, bem como a simulação em *CAM*; o tempo de corte representa o tempo efetivo de remoção do cavaco.

TABELA 1 – TEMPOS DE USINAGEM (min.)		
ETAPA	PREPARAÇÃO	CORTE (T_c)
Esquadreamento do bloco em acrílico	40	20
Desbaste da superfície interna	30	17
Acabamento da superfície interna	25	18
Desbaste da superfície externa	120	31
Primeira fase do acabamento da superfície externa	35	30
Segunda fase do acabamento da superfície externa	40	18
TEMPO TOTAL	280	134

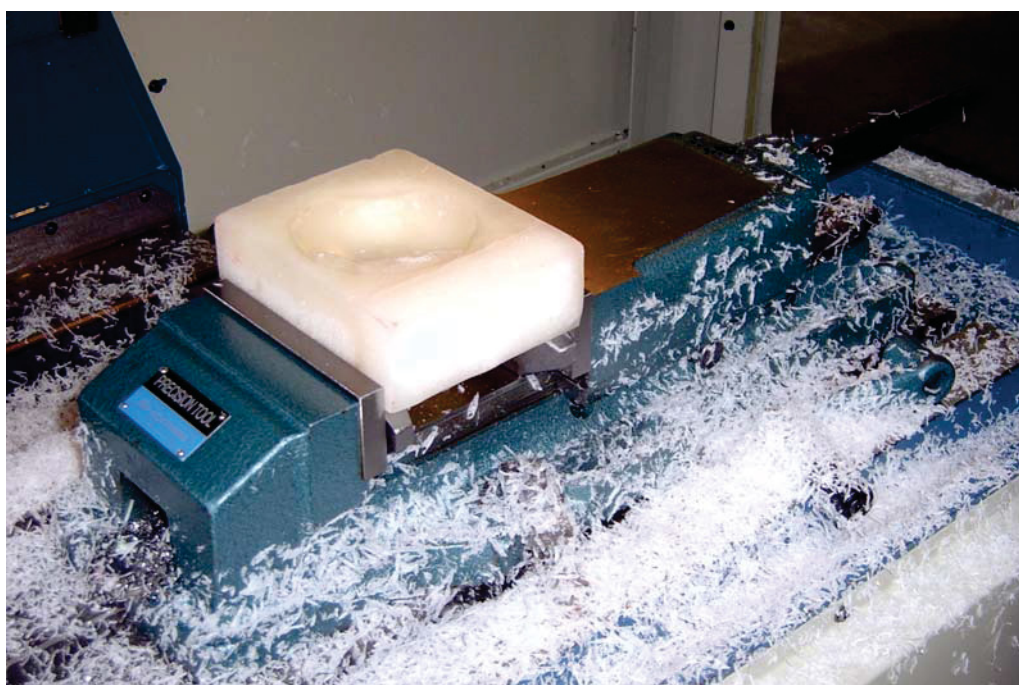


Fig. 5.14 – Fixação do bloco de acrílico já esquadrejado para o desbaste da superfície interna.

A seguir são apresentadas algumas fotos relativas às fases de usinagem e preparação na confecção da possível prótese, conforme o planejamento relatado na seção 4.6.2. As Figuras de número 5.15 a 5.19 recolhem um detalhe lateral em que se apresenta o cavaco obtido. A Figura 5.16 pretende ressaltar o aspecto da superfície obtida no desbaste da superfície interna, por meio da estratégia de “Z constante com limpeza de área” (cfr. seção 4.6.2.3).

Desbaste da superfície interna



Fig. 5.15 – Usinagem da superfície interna: desbaste. No detalhe, cavaco obtido.

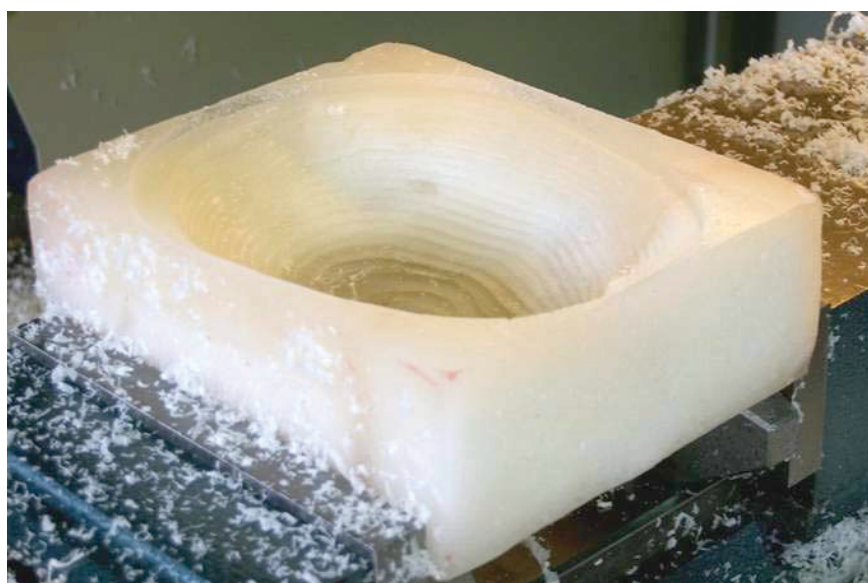


Fig. 5.16 – Detalhe da superfície interna desbastada com a estratégia Z constante com limpeza de área.

Acabamento da superfície interna



Fig. 5.17 – Preparação para usinagem da superfície interna: acabamento (ferramenta esférica parada). No detalhe, cavaco obtido.

Desbaste da superfície externa

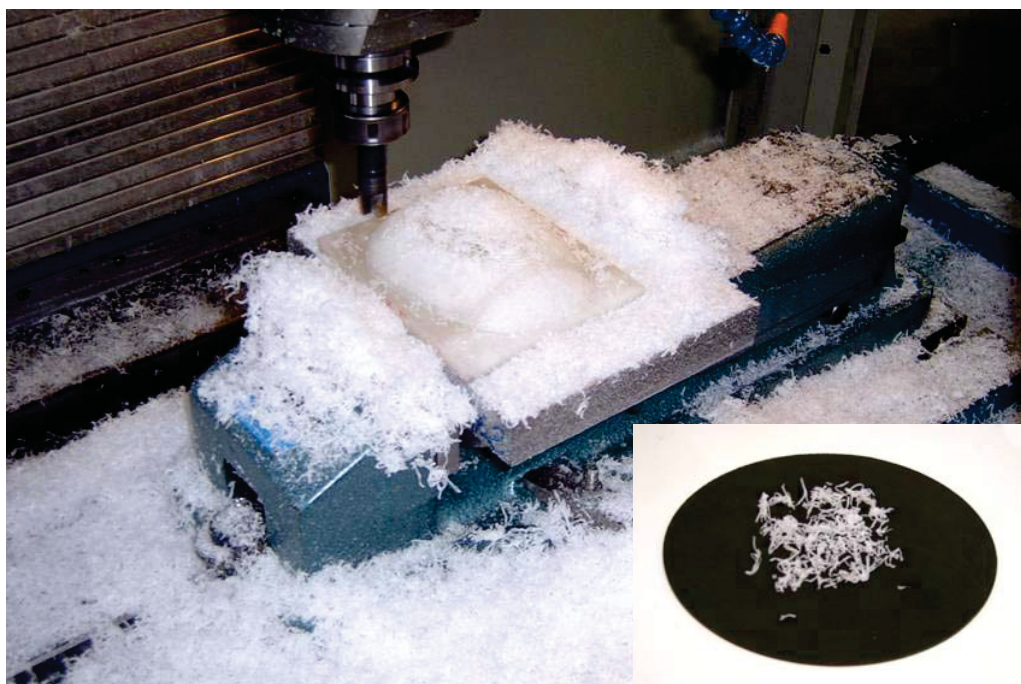


Fig. 5.18 – Usinagem da superfície externa: desbaste. No detalhe, cavaco obtido.

Acabamento da superfície externa

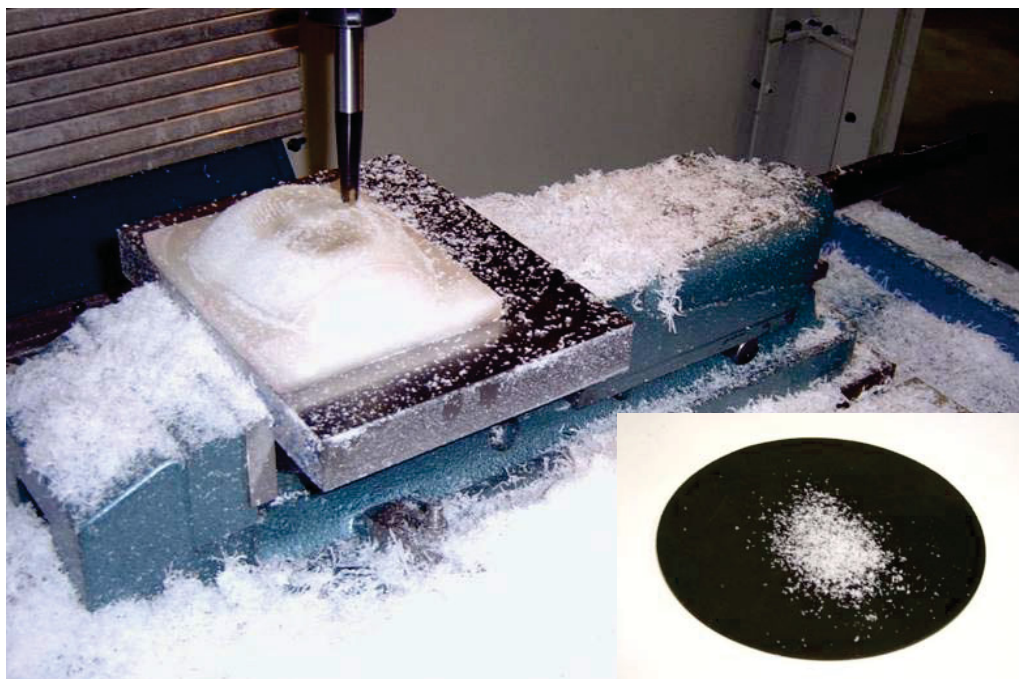


Fig. 5.19 – Usinagem da superfície externa: acabamento. No detalhe, cavaco obtido.

Separação da prótese



Fig. 5.20 – Usinagem para fim do acabamento e separação da possível prótese.

5.2 ANÁLISE VISUAL E DIMENSIONAL

No que se refere ao aspecto dimensional, deve-se observar que as medições no modelo físico do crânio por meio da M.M.C., conforme a Figura 5.21, representaram a referência para as comparações realizadas até a etapa de reconstrução. Teve-se o cuidado de alinhar a base de acrílico com os eixos de deslocamento da máquina, como está representado na mesma figura.

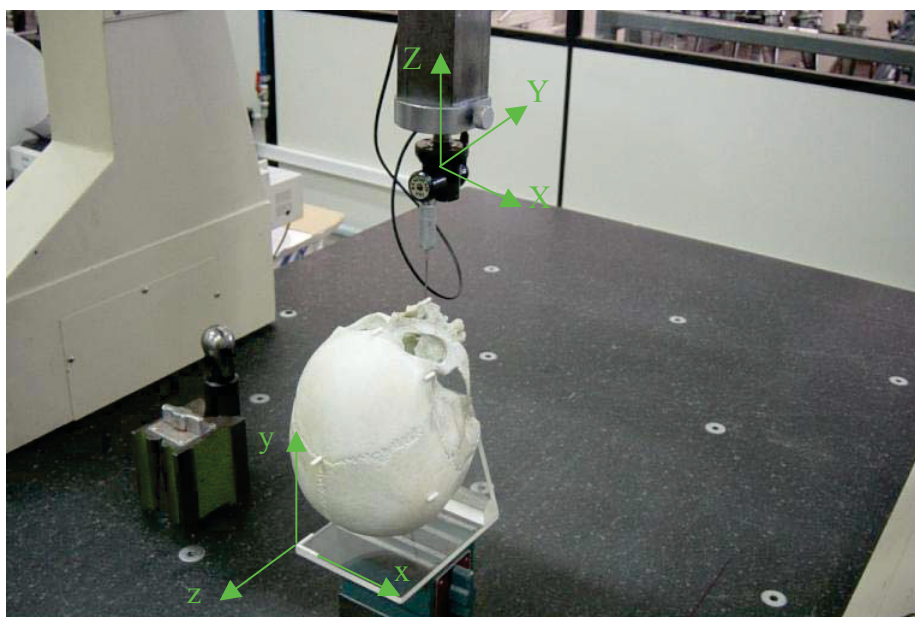


Fig. 5.21 – Medição do crânio em M.M.C. – MITUTOYO, série B-241; cortesia do setor de metrologia da HÜBNER Indústria Mecânica Ltda.

Para os modelos digitais foram realizadas medições por meio de ferramentas existentes no *DicomWorks*, no *Rhinoceros 3D*, no *Mimics* e no *3D Doctor*. As dimensões nesses *softwares* foram sempre realizadas numa mesma camada tomográfica, tendo-se em conta as que mostravam aparentes os tubos radiopacos. A Tabela 2 exhibe os resultados encontrados nas medições por meio da M.M.C., do paquímetro e dos sistemas gráficos. A seguir, nas Tabelas 3 e 4, são mostrados os resultados dos desvios tendo-se como referência os dados da M.M.C. Os tubos, com comprimento médio de 5,04 mm apresentaram diâmetro médio de 2,96 mm (medições com paquímetro).

TABELA 2 – MEDIDAS ABSOLUTAS DOS PONTOS INDICADOS

Pontos Indicados	MMC (mm)	Paquímetro (mm)	<i>DicomWorks</i> (mm)	<i>Rhinoceros</i> (mm)	<i>3D Doctor</i> (mm)	<i>Mimics</i> (mm)
11-14	99,576	99,453	99,60	99,75	100,159	99,96
10-15	139,785	139,813	139,20	140,00	140,081	139,95
12-17	180,888	181,133	182,10	181,19	180,943	180,70

TABELA 3 – DIFERENÇAS (mm) COM BASE NAS MEDIDAS DA M.M.C.

PONTOS INDICADOS	Paquímetro (mm)	<i>DicomWorks</i> (mm)	<i>Rhinoceros</i> (mm)	<i>3D Doctor</i> (mm)	<i>Mimics</i> (mm)
11-14	0,123	0,024	0,174	0,583	0,384
10-15	0,028	0,585	0,215	0,296	0,165
12-17	0,245	1,212	0,302	0,055	0,188

TABELA 4 – DIFERENÇAS (%) COM BASE NAS MEDIDAS DA M.M.C.

PONTOS INDICADOS	Paquímetro (%)	<i>DicomWorks</i> (%)	<i>Rhinoceros</i> (%)	<i>3D Doctor</i> (%)	<i>Mimics</i> (%)
11-14	0,123	0,02	0,17	0,59	0,39
10-15	0,020	0,42	0,15	0,21	0,12
12-17	0,135	0,67	0,17	0,01	0,10

Outra observação é que nas medidas encontradas por meio do *Rhinoceros*, estão embutidos os desvios ocorridos quando o *DicomWorks* foi utilizado, já que é este último que fornece ao *Rhinoceros* as imagens em formato *JPEG*⁸¹.

Aparentemente, os desvios encontrados por meio do processo envolvendo o *DicomWorks* e por fim o *Rhinoceros*, apresentam uma menor variação dimensional em relação ao método em que se emprega o *Mimics* ou o *3D Doctor*. Porém, ocorreu que os desvios do *Rhinoceros* oscilaram aleatoriamente, ora aumentando o erro encontrado pelo *DicomWorks*, ora diminuindo-o. Exemplo disto é a variação do *DicomWorks* de 1,212 e o valor de 0,302 no *Rhinoceros*, que podem ser vistos na Tabela 3. Uma análise mais conclusiva

⁸¹ Por mais que utilizada a conversão para o formato *JPEG sem compactação*, estima-se que erros nesse processo possam ter ocorrido, por mais que pequenos.

exigiria uma amostragem com um maior número de pontos comparados, além de maior eficácia do método, como já foi discutido. Entretanto, outras fontes de erros podem ser mencionadas:

- As medições realizadas no *DicomWorks*, no *Mimics* e no *3D Doctor* podem também ser reflexo da aproximação devido ao fator da escala *pixel*-milímetro (um *pixel* igual a 0,488281mm) e especialmente à precisão do *mouse*, pois à medida que a imagem era ampliada com a função *zoom* (de forma a buscar-se um menor erro na seleção do ponto com o *mouse*), a imagem apresentava-se ‘serrilhada’, característica própria de imagens compostas por *pixels*, como foi o caso nesses *softwares* dedicados.
- O *Rhinoceros* também incorporou essa aproximação, pois nele as medidas foram realizadas em cima das imagens vetorizadas e, portanto após a implementação do fator de escala no *DicomWorks*. A reconstrução do modelo no *Rhinoceros* também carrega o erro devido ao algoritmo de suavização, dependendo do número de pontos de controle requerido.
- A versão demonstrativa do *Vextractor* não oferecia função para manipular a precisão e fidelidade com que o modelo era exportado para o formato *DXF*. Verificou-se, por exemplo, que parte da geometria dos tubos não apresentava mais uma seção circular, logo após essa conversão.
- O valor de limiar também pode implicar nessa variação encontrada, já que as alterações no seu valor têm influência direta sobre as dimensões de cada contorno e, portanto, também no modelo reconstruído.

Apesar das medidas da MMC terem servido de referência numa primeira fase, após a etapa de usinagem, houve apenas uma comparação entre as dimensões encontradas para a prótese e para as imagens tomográficas. Essa descontinuidade do referencial, conforme foi abordado no início da seção 5.1.1, deve-se à pouca eficácia da técnica dos marcadores para essa finalidade. Entretanto, uma análise em uma MMC ainda pode ser feita, desde que o ponto referencial de número 16 seja resgatado e, a partir dele, outras medições sejam realizadas sobre o próprio crânio (desconsiderando os outros pontos referenciais), coletando as coordenadas “X”, “Y” e “Z” onde as novas medições incidem (desta vez, sobre a superfície craniana e não sobre os tubos). As distâncias entre os pontos poderiam ser obtidas analiticamente. Além disso, uma digitalização e reconstrução da superfície externa também poderiam ser utilizadas para uma melhor comparação entre modelos digitais.

Após a usinagem procurou-se fazer medições referentes às dimensões máximas de altura, largura e comprimento da prótese obtida; compararam-se estas dimensões com as da imagem tomográfica correspondente, por meio da ferramenta de medição do *3D Doctor*. Esses resultados podem ser verificados na Tabela 5. A altura “Z” encontrada no modelo usinado pode ser confrontada com o espaçamento de 1mm entre cada camada tomográfica e o número de fatias utilizado para esta última reconstrução, que deu origem ao modelo da prótese. Assim, da fatia 105 à 149, têm-se 45 fatias e, portanto 44 mm de espaçamento total. Entretanto, a boa correspondência obtida na usinagem com relação à medida de 44,02 mm (cfr. Tabela 5) não deve induzir a pensar que esse pequeno desvio de 0,02 mm representa todos os erros obtidos com relação ao eixo “Z” desde o exame tomográfico até a obtenção do modelo usinado. Novamente seria necessário confrontar essa medida com a do crânio seco e ver se há correspondência entre as medidas de contorno do crânio e da prótese, levando-se em conta esse afastamento de 44 mm com relação ao topo de ambos modelos. Por outro lado, as distâncias dos espaçamentos em “Z” não sofrem processo de limiarização, nem de segmentação; correspondem simplesmente ao posicionamento dos contornos nesse eixo, levados em conta na reconstrução do modelo e que portanto são menos passíveis de erros, pelo menos depois do exame tomográfico.

TABELA 5 – MEDIÇÕES APÓS A USINAGEM DA PRÓTESE (mm)			
Origem da medida	Altura	Largura	Comprimento
Modelo usinado	44,02	133,10	163,20
Fatia correspondente (105) no <i>3D Doctor</i>	-	132,60	162,85

Como foi comentado na seção 5.1.4.2, avaliou-se que o *Mimics* apresentou melhores resultados. Visualmente, a prótese obtida assemelha-se aos detalhes da superfície do crânio seco utilizado, apesar da utilização de uma fresa de diâmetro de 12 mm para acabamento (relativamente grande). Apesar da porosidade e presença de bolhas, considerou-se como bons os resultados estéticos da prótese, que se exhibe por meio da Figura 5.22. Um detalhe que não encontra correspondência no modelo do crânio seco é a presença de um pequeno plano (cfr. Figura 5.23 (b)) no topo do mesmo, relativo à fatia tomográfica de número 149. Entretanto, como pode ser observado por meio do detalhe lateral apresentado na Figura 5.23 (b), esse erro é oriundo do exame tomográfico e assim aparece posteriormente, tanto na reconstrução da sub-região como na prótese usinada.



Fig. 5.22 – Possível prótese obtida por meio de usinagem direta, a partir de imagens tomográficas.

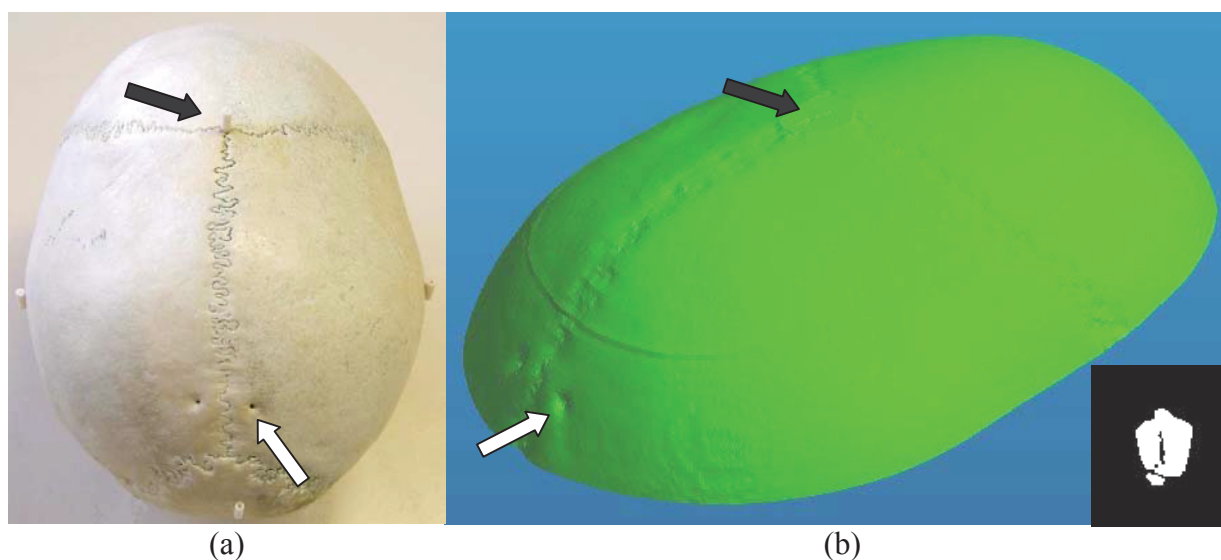


Fig. 5.23 – Inspeção visual dos detalhes dos orifícios (setas brancas) e da junção das suturas (setas pretas). Em (a), crânio seco com detalhes anatômicos originais; em (b), boa reprodutibilidade do detalhe dos orifícios (seta branca) e má reprodutibilidade da junção das suturas (seta preta), cuja causa é procedente desde o exame tomográfico (detalhe da última camada).

Apesar de todos esses aspectos, os desvios encontrados em todo o processo, desde a aquisição das imagens até a confecção por usinagem, confrontam-se com os resultados de CHOI et al. (2002), apresentados na seção 3.3, sobre a maior precisão dimensional de modelos cranianos confeccionados por estereolitografia, se comparados com o processo de usinagem. Sobre tais comentários, este estudo de caso prático pôde constatar que é fundamental que as camadas tomográficas apresentem um espaçamento e uma espessura adequados para um bom padrão de acabamento por usinagem. Além disso, a metodologia e o ferramental utilizados em usinagem pode influenciar na precisão do modelo final, mas isto não implica que o processo de usinagem como tal implica nesses maiores desvios.

Sobre o implante da prótese obtida, apesar da possibilidade de se introduzir furos na fabricação, voltados para a sua futura fixação ou vascularização (cfr. EPPLEY (1999)), estima-se que essa técnica de fixação não seja a mais eficaz quanto à rigidez e resistência (cfr. final da seção 3.4). Para consolidar novas alternativas e a aplicabilidade da usinagem de outros biomateriais, tais como a hidroxiapatita e o titânio, tem-se necessidade de mais investigações.

Capítulo 6

CONCLUSÕES

A dissertação apresentada teve por objetivo realizar um estudo exploratório sobre a usinagem de próteses sob medida para cranioplastia com geometria obtida a partir de imagens tomográficas. Este objetivo foi atingido e para as condições analisadas no estudo de caso prático abordado, pôde-se avaliar a viabilidade da aplicação da usinagem direta enquanto alternativa para obtenção de tais próteses, dado que produziu excelentes resultados nos aspectos estéticos e de tempo de produção. Esta viabilidade também diz respeito ao material (acrílico) utilizado, constituindo uma alternativa mais barata que a da utilização de blocos de titânio, mas que pode apresentar algumas limitações na fixação do implante. Também pequenas correções na metodologia, como por exemplo, a melhoria nas condições do blank, além de novos ensaios, principalmente com implantes em animais ainda são necessários.

A utilização de softwares dedicados mostrou-se mais eficaz e rápida para reconstruções a partir de imagens médicas, apesar de não possuir todas as ferramentas de edição de um sistema *CAD* e de representar um preço de aquisição ainda elevado. Não obstante, quando necessário e dependendo da complexidade das imagens, pode-se utilizar a abordagem da reconstrução das mesmas por meio de tecnologia *CAD* e exportar o modelo para o sistema *CAM*.

6.1 PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS

Observou-se com este estudo exploratório a necessidade de novos experimentos a fim de quantificar os desvios dimensionais encontrados em cada etapa. Da mesma forma, novos experimentos são aconselháveis a fim de se avaliar as diversas técnicas utilizadas na obtenção dessas próteses, o tempo de confecção, o custo implicado, as limitações, etc.

Além das técnicas, pode-se dizer que também será de muito interesse conhecer melhor as limitações dos diversos materiais empregados na confecção de próteses a curto, médio e longo prazo.

Com base na constatação do alto custo dos *softwares* dedicados para área médica e na possibilidade de se constituir reconstrução de modelos a partir de imagens oriundas de tomógrafos utilizando alguns sistemas *CAD*, vislumbra-se a possibilidade de automatizar o procedimento utilizado para a reconstrução por esta abordagem, que neste trabalho realizou-se apenas manualmente. Além disso, com maior conhecimento das necessidades da área craniofacial e da tecnologia disponível para aumentar a acurácia da segmentação das imagens médicas por meio de ferramentas mais específicas, poderia-se desenvolver um aplicativo nacional para atender a demanda de serviços nesta área.

Com base num estudo de caso tratando de implantes *in vivo* em animais, poderia-se favorecer o estudo do comportamento de próteses sob medida de material acrílico em seres vivos, obtidas por usinagem, como alternativa às que já assim são confeccionadas em titânio.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AGNER, C.; McCONATHY, D.; DUJOVNY, M.; **Evaluation of autogenic, xenogeneic and Alloplastic Materials Used for Cranioplasty**; Crit. Rev. Neurosurg, (7): pp. 365-372; 1997.
2. AKAY, G.; BIRCH, M. A.; BOKHARI, M. A.; **Microcellular PolyHIPE Polymer Supports Osteoblast Growth and Bone Formation *in vitro***; Biomaterials, accepted 10 October 2003.
3. ALLEGRINI, S. Jr.; YOSHIMOTO, M.; SALLES, M. B.; KÖNIG, B. Jr.; **Bone Regeneration in Rabbit Sinus Lifting Associated with Bovine *BMP***; Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, Vol. 68B, Issue 2, pp. 127-131, 2003.
4. ANDRADE, A. F.; FIGUEIREDO, E. G.; BROCK, R. S.; **Orientação aos Familiares e Pacientes que Sofreram Traumatismo Craniano - Cerebral**; Manual de Orientação da SBN – Sociedade Brasileira de Neurocirurgia; fev. 2004.
5. ANDREUCCI, R.; **A Radiologia Industrial**; Abende, <http://www.abende.org.br/apostilas/radiologiaindustrial.html>; Edição de jul. 2003.
6. ARTICO, M.; FERRANTE, L.; PASTORE, F. S.; RAMUNDO, E. O.; CANTARELLI, D.; SCOPELLITI, D.; IANNETTI, G.; **Bone Autografting of the Calvaria and Craniofacial Skeleton: Historical Background, Surgical Results in Series of 15 Patients, and Review of the Literature**; Surg. Neurol. (60): 71-79; 2003.
7. ASC; <http://www.ablesw.com>; 2003.
8. ASPS - American Society of Plastic Surgeons; <http://www.plasticsurgery.org/>; 2003.
9. AUTODESK; <http://www.autodesk.com>; 2004.

10. BAKKER, A. R.; **“HIS an RIS and PACS”**, Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 15, No. 3, pp. 157-160, 1991.
11. BARKER, T. M.; EARWAKER, W. J.; LISLE, D. A.; **Accuracy of Stereolithographic models of Human Anatomy**; Australas Radiol., 38 (2): 106-111; 1994.
12. BARRÉ, Sebastian; Imagens Dicom; <http://www.barre.nom.fr/medical/dicom2/>, 2003.
13. BOCHUM – Cranio Construct Bochum; <http://www.cranioconstruct.de/>; 2004.
14. BRIEF, J.; HASSFELD, S.; SONNENFELD, U.; PERSKY, N.; KREMPIEN, R.; TREIBER, M.; MÜHLING, J.; **Computer-guided Insertion of Dental Implants – a Clinical Evaluation**; International Congress Series, (1230); pp. 739-747; 2001.
15. BUENO, J. M.; **Suporte à Recuperação de Imagens Médicas Baseada em Conteúdo através de Histogramas Métricos**; Departamento de Ciências de Computação e Estatística; Tese de doutorado; Universidade de São Paulo – USP-São Carlos, Novembro de 2001.
16. BUSHBERG, J. *et al.*; **The Essencial Physics of Medical Imaging**. Baltimore: Williams & Wilkings, 1994.
17. CALIXTO, R. F. E.; **Implante de um Floculado de Resina Derivada do óleo de Mamona (*Ricinus Communis*) em Alvéolo de Rato Imediatamente após a Extração Dental. Avaliações Histológica e Histométrica da Biocompatibilidade e da Cronologia de Reparo Ósseo**; Universidade de São Paulo – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Dissertação de Mestrado, 2001.
18. CARR, J. C.; FRIGHT, W. R.; BEATSON, R. K.; **Surface Interpolation with Radial Basis Functions for Medical Imaging**; IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 16, n. 1, February 1997.
19. CENPRA – Centro de Pesquisas Renato Archer; <http://www.cenpra.gov.br/>; 2003.

20. CHIARINI, L.; FIGURELLI, S.; POLLASTRI, G.; TORCIA, E.; FERRARI, F.; ALBANESE, M.; NOCINI, P. F.; **Cranioplasty Using Acrylic Material: a New Technical Procedure**; Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery (32), pp. 5-9; 2004.
21. CHOI, J.-Y.; CHOI, J.-H.; KIM, N.-K.; KIM, Y.; LEE, J.-K.; KIM, M.-K.; LEE, J.-H.; KIM, M.-J.; **Analysis of Errors in Medical Prototyping Models**; International Journal of Maxillofacial Surgery, (31): 23-32; 2002.
22. CUNHA, F. L.; SCHNEEBELI, H. A.; DYNNIKOV, V. I.; **Projeto de Próteses Antropomórficas para Membros Superiores. O Uso dos Acoplamentos Interfalangianos e Interdigitais Naturais da Mão Humana**; Caderno de Artigos Técnicos e Científicos da Ver. Eng. Ciênc. Tecnol.; n. 9 – pp. 8-12; 1999.
23. D'URSO, P. S.; BARKER, T. M.; EARWAKER, W. J.; BRUCE, L. J.; ATKINSON, R. L.; LANIGAN, M. W.; ARVIER, J. F.; EFFENEY, D. J.; **Stereolithographic Biomodellingin Craniofacial Surgery: a Prospective Trial**, (Abstract); Journal of Craniomaxillofacial Surgery, 27 (1): 30-37; 1999.
24. DAWSON, P.; LEES W. R.; **Multi-slice Technology in Computed Tomography**; Clinical Radiology, (56): 302-309; 2001.
25. DESACC, INC.; Tools for Accessing, organizing, and Working with your Medical Imaging Data; <http://www.desacc.com/>; 2003.
26. DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine; <http://medical.nema.org/>; 2004.
27. DICOMSTD – DICOM Standard; <http://medical.nema.org/dicom/2003.html>; 2004.
28. DICOMWORKS; www.dicomworks.com; 2004.
29. DISCREET; <http://www.discreet.com>; 2004.
30. ELBERN, A. <http://www.prorad.com.br/pro/Tomo.pdf>, 2004.

31. ELIAS, J. Jr.; **A Ultra-sonografia – Histórico. Formação da Imagem. Terminologia**; http://cci.fmrp.usp.br/siaenet/novo_siae/download/Ultrassom.pdf, 2004 (a).
32. ELIAS, J. Jr.; **Aspectos Técnicos da Imagem em Tomografia Computadorizada**; http://cci.fmrp.usp.br/siaenet/novo_siae/download/Tomografia.pdf, 2004 (b).
33. EPPLEY, B. L.; **Alloplastic Implantation**; Plastic & Reconstructive Surgery vol. 104, pp1761-1785; 1999.
34. EUFINGER, H.; SAYLOR, B.; **Computer-assisted prefabrication of individual craniofacial implants**, AORN Jornal, vol. 74, n. 5; 2001.
35. FARFIELD – FARFIELD TECHNOLOGY; <http://www.farfieldtechnology.com>; 2004.
36. FENNIS, J. P. M.; STOELINGA, P. J. W.; JANSEN, J. A.; **Mandibular Reconstruction: A Clinical and Radiographic Animal Study on the Use of Autogenous Scaffolds and Platelet-Rich Plasma**; International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, (31): pp. 281-286; 2002.
37. FERNEDA, A. B.; **Integração Metodológica, CAD E CAM: Uma contribuição ao estado de Engenharia Reversa**; São Carlos, 102 pág. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo; 1999.
38. FOB - Faculdade de Odontologia de Bauru; <http://planeta.terra.com.br/educacao/inventabrasil/curaoss.htm>; 2004.
39. FRITZ, S. L.; **“DICOM Standardization”**; Filmless Radiology, Spring-Verlag. P. 311-321, 1999.
40. GARRIGA-MAJO, D.; PATERSON, R. J.; CURTIS, R. V.; SAID, R.; WOOD, R. D.; BONET, J.; **Optimisation of the Superplastic Forming of a Dental Implant for Bone Augmentation Using Finite Element Simulations**; Dental Materials, n. 20, pp. 409-418; 2004.

41. GEFEN, A.; MARGULIES, S. S.; **Are *in vivo* and *in situ* Brain Tissue Mechanically Similar?**; Journal of Biomechanics, Accepted 16 December 2003.
42. GIBBONS, K. J.; HICKS, W. L. Jr.; GUTERMAN, L. R.; **A Technique for Rigid Fixation of Methil Methacrylate Cranioplasty: The Vault-Locking Method**; Surg. Neurol., (52): pp. 310-315; 1999.
43. GIORDANO, V.; GIORDANO, M.; KNACKFUSS, I. G.; **Perspectivas na Consolidação das Fraturas**; AOT – Arquivos em Ortopedia e Traumatologia, Ano1, Fascículo 1 – maio de 2003.
44. GIROD, S.; TESCHNER, M.; SCHRELL, U.; KEVEKORDES, B; GIROD, B.; **Computer-aided 3-D simulation and prediction of craniofacial surgery: a new approach**, Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, (29), pp. 156-158; 2001.
45. GORI, R.; SARTI, A.; LAMBERTI, C.; FARES, J. E.; MARCHETTI, C.; **Maxillo-Facial Virtual Surgery from 3D CT Images**; Bioengineering, Science and Supercomputing at CINECA; Report 2001.
46. GOSAIN, A. K.; **Biomaterials in Facial Reconstruction**; Operative Techniques in Plastic Surgery, Vol. 9, n. 1: pp. 23-30, 2003.
47. GROSS, K. A.; RODRÍGUEZ-LORENZO, L. M.; **Biodegradable Composite Scaffolds with na Interconnected Spherical Network for Bone Tissue Engineering**; Biomaterials, accepted 20 January 2004.
48. GUSMÃO, S.; SILVEIRA, R. L.; ARANTES, A.; **Pontos Referenciais nos Acessos Cranianos**; Arq. Neuropsiquiatr., 61 (2-A); pp. 305-308; 2003.
49. HÄCHL, O.; TULI, T.; SCHWABEGGER, A.; GASSNER, R.; **Maxillofacial trauma due to work-related accidents**; International Jornal of Oral & Maxillofacial Surgery, n. 31, pp. 90-93, 2002.
50. HASHIZUME, M.; TSUGAWA, K.; **Robotic Surgery and Cancer: the Present State, Problems and Future Vision**; Jpn. J. Oncol.; 34(5), pp. 227-237, 2004.

51. HASSFELD, S.; MÜHLING, J.; **Computer assisted oral and maxillofacial surgery – a review and an assessment of technology**, International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery, n. 30, pp.2-13, 2001.
52. HEISSLER, E.; FISCHER, F.-S.; BOLOURI, S.; LEHMANN, T.; MATHAR, W.; GEBHARDT, A.; LANKSCH, W.; BIER, J.; **Custom-made Cast Titanium Implants Produced with CAD/CAM for the Reconstruction of Cranium Defects**; International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery, (27); pp. 334-338; 1998.
53. HEY, D. E. D.; **Protocolo para Controle de Qualidade em Imagens de Tomografia Computadorizada**; Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná. Curitiba – PR, março de 1997.
54. HOHLRIEDER, M.; HINTERHOELZL, J.; ULMER, H.; HACKL, W.; SCHMUTZHARD, E.; GASSNER, R.; **Maxillofacial fractures masking traumatic intracranial hemorrhages**; International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery (a ser publicado), 2004 .
55. HU, H.; **Multi-Slice Helical CT: Scan and Reconstruction**; Medical Physics, Vol. 26, No. 1, January 1999.
56. IEC 1223-2-6. **Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments. Part 2-6: Constancy tests – X-ray equipment for computed tomography**; International Electrotechnical Commission, 1994.
57. IIDA, S.; HASSFELD, S.; REUTHER, T.; SCHWEIGERT, H-G; HAAG, C.; KLEIN, J.; MÜHLING, J.; **Maxillofacial fractures resulting from falls**; Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, n. 31, pp.278-283, 2003.
58. KIENAPFEL, H.; SPREY, C.; WILKE, A.; GRISS, P.; **Implant Fixation by Bone Ingrowth**; The Journal of Arthroplasty, Vol. 14, n. 3; 1999.
59. KIM, M. H.; FISCHER, A. (Guest Editors); **Special issue: Geometric modeling and computer graphics**; Pergamon; Computer & Graphics – Editorial, (26); pp. 653-654; 2002.

60. KLEIN, M.; LUETH, T.; HEIN, A.; STIEN, M.; SCHERMEIER, O.; WEBER, S.; MENNEKING, H.; SCHWERDTNER, O.; BIER J.; **Robot-Assisted Insertion of Craniofacial Implants – Clinical Experience**; International Congress Series, (1230); pp. 131-137; 2001.
61. KLEMT, A.; INFANTOSI, A. F. C.; **Método da Superfície na Visualização 3D da Dissecção do Crânio Humano**; Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 16, n. 1, p. 21-37, jan/abr 2000.
62. KLINGENBECK-REGN, K.; SCHALLER, S.; FLOHR, T.; OHNESORGE, B.; KOOPP, A. F.; BAUM, U.; **Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications**; European Journal of Radiology, (31), 110-124; 1999.
63. KNOPF, G.; AL-NAJI, R.; **Adaptive Reconstruction of Bone Geometry From Serial Cross-sections**; Artificial Intelligence in Engineering, n. 15, pp. 227-239, 2001.
64. KOCH, R. M.; ROTH, S. H. M.; GROSS, M. H.; ZIMMERMANN, A. P.; SAILER, H. F.; **A Framework for Facial Surgery Simulation**, ETH Zurich, CS Technical Report # 326, Institute of Scientific Computing, June 18, 1999.
65. KOPECKY, K. K.; STOCKBERGER, S. M. Jr.; CALDEMEYER, K.; BUCKWALTER, K. A.; RYDBERG, J.; CONCES, D. J. Jr.; PHILLIPS, M. D.; AISEN, A. M.; **Multi-slice Helical CT: Physics, Image Reconstruction Principles, Scanning Techniques and Clinical Applications**, <http://www.indyrad.iupui.edu/public/lectures/multislice/>, 1999.
66. KORB, W.; ENGEL, D.; BOESECKE, R.; EGGERS, G.; MARMULLA, R.; O’SULLIVAN, N.; RACZKOWSKY, J.; HASSFELD, S.; **Risk Analysis for a Reliable and safe Surgical Robot System**; International Congress Series, (1256); pp. 766-770; 2003.
67. KRÓL, Z.; ZERFASS, P.; RYMON-LIPINSKI, B.-Von; JANSEN, T.; HAUCK, W.; SADER, R.; ZEILHOFER, H.-F.; KEEVE, E.; **Computer Assisted Design for Autografts in Craniofacial reconstructive Surgery**; International Congress Series, (1230); pp. 44-50; 2001.

68. KUTTENBERGER, J. J.; HARDT, N.; **Long-term Results Following Reconstruction of Craniofacial Defects with Titanium Micro-mesh Systems**; *Jornal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, n. 29, pp. 75-81; 2001.
69. LANGER, R.; **Tissue Engineering**; *Molecular Therapy*, Vol. 1, n. 1, January 2000.
70. LANGFORD, R. J.; FRAME, J. W.; **Surface analysis of titanium maxillofacial plates and screws retrieved from patients**, *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, (31): pp. 511-518; 2002.
71. LEE K.; **Principles of CAD/CAM/CAE Systems**, Cap. 6 (Representation and Manipulation of Curves), 7(Representation and Manipulation of Surfaces) e 11 (Numerical Control); Addison-Wesley, 1999.
72. LEE, K. H.; LEE, S-K.; KIM, S-M.; **Design of a Universal Fixture for Laser Scanning**; *The International urnal of Advanced Manufacturing Technology*, (19): pp. 426-431; 2002.
73. LEONG, K. F.; CHEAH, C. M.; CHUA, C. K.; **Solid Freeform Fabrication of Three-Dimensional Scaffolds for Engineering Replacement Tissues and Organs**; *Biomaterials*, (24) pp. 2363-2378; 2003.
74. LEWANDROWSKI, K-U.; SCHOLLMEIER, G.; EKKEMKAMP, A.; UHTHOLFF, H. K.; TOMFORD, W. W.; **Incorporation of Perforated and Demineralized Cortical Bone Allografts. Part I: Radiographic and Histologic Evaluation**; *Bio-Medical Materials and Engineering*, Vol. 11, n. 3, pp. 197-207; 2001.
75. LIDA; S.; KOGO, M.; SUGIURA, T.; MIMA, T.; MATSUYA, T.; **Retrospective analysis of 1502 patients with facial fractures**; *International Jornal of Oral & Maxillofacial Surgery*, n. 30, pp. 286-290, 2001.
76. LIN, Pei-Jan P.; BECK, T. (Chairmans); **Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners**; AAPM Report 39. Report of Task Group 2 – Diagnostic X-Ray Imaging Committee. Association of Physicists in Medicine, 1993.

77. LORENZ – W. Lorenz Surgical - A Biomet Company; <http://www.lorenzsurgical.com>; 2004.
78. LU, J. X.; HUANG, Z. W.; TROPIANO, P.; D'ORVAL, B. C.; REMUSAT, M.; DEJOU, J.; PROUST, J-P.; POITOUT, D.; **Human Biological Reactions at the Interface Between Bone Tissue and Polymethylmethacrylate Cement**; Journal Of Materials Science: Materials In Medicine, (13); pp. 803-809; 2002.
79. LUYTEN, F. P.; CUNNINGHAM, N. S.; MA, S.; MUTHUKUMARAN, N.; HAMMONDES, R. G.; NEVINS, W. B.; WOODS, W. I.; REDDI, A. H.; **Purification and Partial Amino Acid Sequence of Osteogenin, a Protein Initiating Bone Differentiation**; The Journal of Biological Chemistry, Vol. 264, Issue August 15, pp. 13377-13380, 1989.
80. MALMONGE, S. M.; ZAVAGLIA, C. A. C.; SANTOS, A. R. Jr.; WADA, M. L. F.; **Avaliação da citotoxicidade de hidrogéis de polihema: um estudo *in vitro***; Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 15, n. 1-2, p. 49-54, jan/ago 1999.
81. MARMULLA, R.; HASSFELD, S.; LÜTH, T.; MÜHLING, J.; **Laser-scan-based navigation in cranio-maxillofacial surgery**; Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, (31); pp. 267-277; 2003 (a).
82. MARMULLA, R.; HASSFELD, S.; LÜTH, T.; MÜHLING, J.; **Next generation's Navigation Systems**; International Congress Series, (1256); pp. 467-471; 2003 (b).
83. MATERIALISE; <http://www.materialise.com>; 2003.
84. MATOS, A. L. M.; RIBEIRO, L. T.; CARITÁ, E. C. P.; **“Visualizador de Imagens DICOM para um Ambiente Hospitalar”**; Centro de Ciências das Imagens e Física Médica (CCIFM) da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (USP); <http://www.avesta.com.br/anais/dados/trabalhos/382.pdf>; 2001.
85. McNEEL, R. - Robert McNeel & Associates; <http://www.mcneel.com>; 2004.
86. MDT – Mechanical Desktop; <http://www.autodesk.com/mechanicaldesktop>; 2004.

87. MEDCAD – Materialise Medical: MedCAD – Case Studies; http://www.materialise.be/mimics/case15_ENG.html; 2004.

88. MEIER, U.; GARCÍA, F. J.; PARR, N. C.; MONSERRAT, C.; GIL, J. A.; GRAU, V.; JUAN, M. C.; ALCANIZ, M.; **3D Surgery Trainer with Force Feedback in Minimally Invasive Surgery**; International Congress Series, (1230) ;pp. 32-37; 2001.

89. MENINGAUD, J. -P.; POUPON, J.; BERTRAND, J. -Ch.; CHENEVIER, C.; GALLIOT-GUILLEY, M.; GUILBERT, F.; **Dynamic study about metal release from titanium miniplates in maxillofacial surgery**, International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery, (30): pp. 185-188; 2001.

90. MEYER, U.; RUNTE, C.; DIRKSEN, D.; STAMM, T.; FILLIES, T.; JOOS, U.; WIESMANN, H. P.; **Image-based Biomimetric Approach to Design and Fabrication of Tissue Engineered Bone**; International Congress Series, (1256); pp. 726-732; 2003.

91. MEYER, U.; STAMM, T.; MEIER, N.; JOOS, U.; **First Experience with a public domain computer-aided surgical system**; British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, (40); pp. 96-104; 2002.

92. NELLI, E. C. S.; **CAD/CAE/CAM**; Revista Mecatrônica Atual, pág. 38-47; Nº 1/ Outubro – Novembro/ 2001.

93. NEMA – National Electrical Manufactures Association; <http://www.nema.org/>; 2004.

94. ORBITAIPEN – Órbita Ipen online; Publicação do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares; http://www.ipen.br/scs/orbita/2001_09_10/materiais.htm; 2004.

95. OSSEOBOND; Osseobond-Dentoflex; <http://www.dentoflex.com.br>; 2004.

96. PAIVA, A. C.; SEIXAS, R. B.; GATTASS, M.; **Introdução à Visualização Volumétrica**; Monografias da Ciência da Computação; PUC-Rio Inf. MCC03/99. Rio de Janeiro; 145 pág.; <http://w3.impa.br/~tron/pdf/mcc0399.pdf> e ftp://ftp.inf.puc-rio.br/pub/docs/techreports/99_03_paiva.pdf; 1999.

97. PARK, S. C.; **Tool-path Generation for Z-constant Contour Machining**; Computer-Aided Design, (35); pp. 27-36; 2003.

98. PARKER, J. R.; Algorithms for Image Processing and Computer Vision, (Cap. 1); John Wiley & Sons, Inc., 1997.

99. PEDRINI, H.; **Reconstrução 3D a Partir das Seções Transversais de Objetos**; Departamento de Engenharia da Computação e Automação Industrial. Tese de Mestrado. Universidade Estadual de Campinas. Campinas – SP, dezembro 1994.

100. PEIXOTO, A.; GATTASS, M.; **Reconstrução de Superfícies a partir de Seções Bidimensionais**; PUC- Rio Inf. MCC 28/00 Julho, 2000.

101. PENG, Q.; LOFTUS, M.; **Using Image Processing Based on Neural Networks in Reverse Engineering**; International Journal of Machine Tools & Manufacture 41 (2001) 625-640; Pergamon-Elsevier Science Ltd, Oxford; Apr 2001.

102. PEREIRA, H. S.; **Adaptação do Sistema Tomográfico DELTA SCAN-50 para Controle, Aquisição de Dados e Reconstrução de Imagens por PC Compatível**; Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná. Curitiba – PR, fevereiro de 1999.

103. POPOVIC, A.; ENGELHARDT, M.; WU, T.; PORTHEINE, F.; SCHMIEDER, K.; RADERMACHER, K.; **CRANIO – Computer-Assisted Planing for Navigated and Robot-Assisted Surgery on the Skull**; International Congress Series, (1256); pp. 1269-1275; 2003.

104. PROBONE; Matriz Mineral Bovina – PROLINE BIOMÉDICA; <http://www.bioproline.com.br/intro.asp>; 2004.

105. RAMAKRISHNA, S.; MAYER, J.; WINTERMANTEL, E.; LEONG, K. W.; **Biomadical Applications of Polymer-Composite Materials: a Review**; Composites Science Technology, (61); pp. 1189-1224; 2001.

106. RICHTSMEIER, J. T.; PAIK, C. H.; ELFERT, P. C.; COLE, T. M. 3rd; DAHLMAN, H. R.; **Precision, Repeatability, and Validation of the Localization of Cranial Landmarks**

Using Computed Tomography Scans, (Abstract); Cleft Palate Craniofacial Journal, May; 32 (3): 217-227; 1995.

107. SABBATINI, R. M. E.; **A História da Neuroimagem**; Revista Cérebro & Mente, 20, Nov. 2003 – Jan. 2004, http://www.epub.org.br/cm/n20/history/neuroimage_p.htm; 2004.

108. SANDERS, J. E.; LAMONT, S. E.; KARCHIN, A.; GOLLEDGE, S. L.; RATNER, B. D.; **Fibro-Porous Meshes Made from Polyurethane Micro-Fibres: Effects of Surface Charge on Tissue Response**; Biomaterials, accepted 25 March 2004.

109. SANTLER, G.; KÄRCHER, H.; RUDA, C.; **Indications and Limitations of Three-dimensional Models in Cranio-maxillofacial Surgery**, (Abstract); Journal of Cranio-maxillofacial Surgery: Official Publication Of The European Association For Cranio-Maxillo-Facial Surgery, Vol. 26, Issue 1, pp. 11-16, February 1998.

110. SANTOS, A. C.; **Noções Sobre a Produção da Imagem em Ressonância Magnética**; http://cci.fmrp.usp.br/siaenet/novo_siae/download/Ressonancia.pdf, 2004.

111. SANTOS, L. A.; **Desenvolvimento de Cimento de Fosfato de Cálcio reforçado por Fibras para Uso na Área Médico-Odontológica**; Universidade Estadual de Campinas – Faculdade de Engenharia Mecânica, Comissão de Pós-Graduação em engenharia Mecânica, Tese de Doutorado, fevereiro de 2002.

112. SARAH – Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação; **Acidentes de transito – perfil geral**; http://www.sarah.br/paginas/prevencao/po/02_02_perf_geral_acid_tran.pdf; 2000.

113. SARAIVA, D. C., HAMAGUCHI, H. e KATSUYA, L. K.; <http://socrates.if.usp.br/~lkono/grad/fnc313/raios-x.doc>; 2002.

114. SBC – Sociedade Brasileira de Computação; <http://www.sbc.org.br>; 2003.

115. SBN – Sociedade Brasileira de Neurocirurgia; <http://asp.sbn.com.br/programas/prev12.htm>; 2004.

116. SCHILLER, C.; RASCHE, C.; WEHMÖLLER, M.; BECKMANN, F.; EUFINGER, H.; EPPLE, M.; WEIHE, S.; **Geometrically Structured Implants for Cranial Reconstruction Made of Biodegradable Polyesters and Calcium Phosphate/Calcium Carbonate**; Biomaterials, n. 25, pp. 1239-1247; 2004.
117. SCHIPPER, J.; RIDDER, G. J.; SPETZGER, U.; TESZLER, C. B.; FRADIS, M.; MAIER, W.; **Individual prefabricated titanium implants and titanium mesh in skull base reconstructive surgery – A report of cases**; Eur Arch Otorhinolaryngol, (261); pp. 282–290; 2004.
118. SCHLIEPHAKE, H.; **Bone Growth Factors in Maxillofacial Skeletal Reconstruction**; International Journal of Oral & maxillofacial Surgery, (31); pp. 469-484; 2002.
119. SCHORR, O.; ROESSLER, F.; RACZKOWSKY, J.; HASSFELD, S.; WÖRN, H.; **Elastic Deformation for Automated Planning of Surgical Interventions**; International Congress Series, (1256); pp. 752-759, 2003.
120. SHAND, J. M.; HEGGIE, A. A. C.; HOLMES, A. D.; HOLMES, W.; **Allogenic Bone Grafting of Calvarial Defects: an Experimental Study in the Rabbit**; International Journal of Maxillofacial Surgery, (31); pp. 525-531; 2002.
121. SHARMA, C. P.; **Blood-Compatible Materials: A perspective**; Journal of Biomaterials Applications, vol. 15, pp. 359-381, April 2001.
122. SHERBURN, E. W.; SILBERGELD, D. L.; **A New Method of Acrylic Cranioplasty**; Surg. Neurol., (46); pp. 292-294; 1996.
123. SIBGRAPI – Simpósio Brasileiro em Computação Gráfica e Processamento de Imagens; <http://www.sbc.org.br/cegrapi>; 2003.
124. SONIS, S. T.; KABAN, L. B.; GLOWACKI, J.; **Clinical trial of demineralized bone powder in the treatment of periodontal defects**; J. Oral Med.,v.38, pp. 117-122, (abstract); 1983.

125. SOO, S.; GARRIGA-MAJO, D.; PALMER, R. M.; CURTIS, R. V.; **The Longitudinal Accuracy of Fit Titanium Implant Superstructures Superplastically Formed on Investment Models**; Dental Materials n. 20, pp. 269-276, 2004.
126. SOUZA, M. A.; **Integrando reconstrução 3D de Imagens Tomográficas e Prototipagem Rápida para a Fabricação de Modelos Médicos**; Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná. Curitiba – PR, maio de 2002.
127. SOUZA, M. A.; RICETTI, F.; CENTERO, T. M.; PEDRINI, H.; ERTHAL, J. L.; **Reconstrução de Imagens Tomográficas Aplicada à Fabricação de Próteses por Prototipagem Rápida Usando Técnicas de Triangulação**; Sociedad Cubana de Bioingeniería, artículo 00256; <http://www.hab2001.sld.cu/arrepdf/00256.pdf>; 2001.
128. STRANG, R.; WHITTERS, C. J.; BROWN, D.; CLARKE, R. L.; CURTIS, R. V.; HATTON, P. V.; IRELAND, A. J.; LLOYD, C. H.; McCABE, J. F.; NICHOLSON, J. W.; SCRIMGEOUR, S. N.; SETCOS, J. C.; SHERRIFF, M.; VANNOORT, R.; **Dental materials: 1996 literature review. Part 2**; Journal of Dentistry, Vol. 26, n. 4, pp. 273-291, 1998.
129. SUN, W.; LAL, P.; **Recent Development on Computer Aided Tissue Engineering – a Review**; Computer Methods and Programs in Biomedicine, (67); pp. 85-103; 2002.
130. SWC – *SolidWorks Corporation*; <http://www.solidworks.com>; 2004.
131. SWENNEN, G.; DEMPFF, R.; SCHLIEPHAKE, H.; **Craniofacial Distraction Osteogenesis: a Review of the Literature. Part II: Experimental Studies**; International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery, (31); pp. 123-135; 2002.
132. SWENNEN, G.; SCHLIEPHAKE, H.; DEMPFF, R.; SCHIERLE, H.; MALEVEZ, C.; **Craniofacial Distraction Osteogenesis: a Review of the Literature. Part 1: Clinical Studies**; International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery, n. 30, pp. 89-103, 2001.
133. TACHIBANA, A.; KANEKO, S.; TANABE, T.; YAMAUCHI, K.; **Rapid Fabrication of Keratin-Hydroxyapatite Hybrid Sponges Toward Osteoblast Cultivation and Differentiation**; Biomaterials, accepted 9 February 2004.

134. TAGA, E.; MULATINHO, J.; **Aplicação de Osseobond e Biohapatita em Caso de Colocação Imediata de Implante de Titânio Dentoflex - Estudo Clínico e Histológico;** Internet Health Company do Brasil S/A; <http://www.odontologia.com.br/artigos.asp?id=206&idesp=6&ler=s>; março de 2002.
135. TCC – Tennessee Craniofacial Center; <http://www.erlanger.org/craniofacial/book.html>; 2004.
136. TCC – Tennessee Craniofacial Center vol. 1, pp.800; Erlanger Health System; **Trauma Reconstruction;** <http://www.craniofacialcenter.com/images/craniotrauma.pdf>; 1997.
137. TERHEYDEN, H.; KNAK, C.; JEPSEN, S.; PALMIE, S.; RUEGER, D. R.; **Mandibula Reconstruction with a Prefabricated Vascularized Bone Graft Using Recombinant Human Osteogenic Protein-1: an Experimental Study in Miniature Pigs. Part I: Prefabrication;** International Journal of Oral and Maxillofacial surgery, (30); pp. 373-379; 2001 (a).
138. TERHEYDEN, H.; WARNKE, P.; DUNSCHKE, A.; JEPSEN, S.; BRENNER, W.; PALMIE, S.; TOTH, C.; RUEGER, D. R.; **Mandibular Reconstruction with a Prefabricated Vascularized Bone Grafts Using Recombinant Human Osteogenic Protein-1: an Experimental Study in Miniature Pigs. Part II: Transplantation;** International Journal of Oral and Maxillofacial surgery, (30); pp. 469-478; 2001 (b).
139. THIBAULT, J-B; SAUER, K.; BOUMAN, C.; HSIEH, J.; **High Quality Iterative Image Reconstruction For Multi-Slice Helical CT;** <http://dynamo.ecn.purdue.edu/~bouman/publications/pdf/3D03.pdf>; 2001.
140. TRAVI, S. C.; **Traumas físicos em crianças de zero a seis anos ocorridos em domicílios;** Escola de Enfermagem da Universidade Federal do Rio Grande do Sul; Dissertação de mestrado, 133 págs.; pág. 20-37; 2003.
141. TYPE 3; <http://www.type3.com>; 2003.

142. UNIFESP; Universidade Federal de São Paulo - Escola Paulista de Medicina; Jornal da Paulista, ano 15, n. 168; <http://www.unifesp.br/comunicacao/jpta/ed168/pesquisa6.htm>; jun. 2002.
143. VANCE, R. J.; MILLER, D. C.; THAPA, A.; HABERSTROH, K. M.; WEBSTER, T. J.; **Deseased Fibroblast Cell density on Chemically Degraded Poly-Lactic-Co-Glycolic Acid, Polyurethane, and Polycaprolactone**; Biomaterials, (25); pp. 2095-2103; 2004.
144. Van-DAM, A.; LAIDLAW, D. H.; SIMPSON, R. M.; **Experiments in Immersive Virtual Reality for Scientific Visualization**; Computers & Graphics n. 26, pp. 535-555, 2002.
145. VEXTRASOFT; <http://www.vextrasoft.com>; 2004.
146. VICECONTI, M.; ZANNONI, C.; TESTI, D.; CAPPELLO, A.; **CT Data Sets Surface Extraction for Biomechanical Modeling of Long Bones**; Computer Methods and Programs in Biomedicine, n. 59, pp. 159-166, 1999.
147. VIEIRA, E. B.; **Desenvolvimento de um Sistema de Tomografia Computadorizada Aplicado a Ensaios Não Destrutivos**; Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná. Curitiba – PR, janeiro de 2000.
148. VOLPATO, N.; **Prototipagem Rápida / Ferramental Rápido no Processo de Desenvolvimento de Produto**; Máquinas e Metais, n.401, pp.76-89, junho 1999.
149. VTK; *Visualization ToolKit*; <http://www.vtk.org/>; 2003.
150. WATT, A.; **3D Computer Graphics**. Addison – Wesley Publishing Company. Third Edition, Cap. 13, 2000.
151. WEHMÖLLER, M.; HASSFELD, S.; GELLRICH, N. C.; WEIHE, S.; WEHMÖLLER, H. C.; MEIER, H.; EUFINGER, H.; **Resection of skull bone supported by navigation and robotics**; International Congress Series, (1230); pp. 225-229; 2001.

152. WEHMÖLLER, M.; WEIHE, S.; RASCHE, C.; EUFINGER, H.; experiments for examination of precision (in CAS); International Congress Series 1256; pp. 720-725; 2003.
153. WEHMÖLLER, M.; WEIHE, S.; RASCHE, C.; SCHERER, P.; EUFINGER, H.; **CAD/CAM-Prefabricated Titanium Implants for large Skull defects – Clinical expierence with 166 Patients from 1994 to 2000**; International Congress Series, (1268); pp.667-672; 2004.
154. WOODFIELD, T. B. F.; MALDA, J.; WIJN, J.; PÉTERS, F. RIESLE, J.; BLITTERSWIJK, C. A.; **Design of Porous Scaffolds for cartilage Tissue Engineering Using a Three-Dimensional Fiber-Deposition Technique**; Biomaterials, accepted 21 October 2003.
155. WU, S-T.; SIBGRAPI'2001 Guest editor's introduction (Computer Graphics in Brazil); Pergamon; Computer & Graphics, (26); pp. 837-839; 2002.
156. WU, T.; PORTHEINE, F.; POPOVIC, A.; BAST, P.; WEHMOELLER, M.; RADERMACHER, K.; **An Interface for the Data Exchange Between CAS and CAD/CAM Systems**; International Congress Series, (1256); pp. 703-709; 2003.
157. XINMIN, L.; ZHONGQIN, L.; HUANG-T.; ZIPING, Z.; **A study of reverse engineering system based on vision sensor for free-form surfaces**; Pergamon; Computers & Industrial Engineering, (40); pp. 215-227; 2001.